

UNIVERSITE DU QUEBEC

MEMOIRE PRESENTE A  
UNIVERSITE DU QUEBEC A TROIS-RIVIERES

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITE PHYSIQUE

PAR  
MICHEL LEROUX

MOUVEMENTS COMPENSATOIRES DANS UNE TACHE D'ATTEINTE  
MANUELLE: CORRECTIONS LOCALES OU DISTALES?

MAI 1986

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

## Résumé

Depuis une quarantaine d'années, de nombreux chercheurs ont orienté leurs travaux de façon à permettre la compréhension des processus sous-tendant la production de réponses motrices complexes. Ce sont principalement les résultats obtenus lors de la dernière décennie qui permirent de caractériser plus précisément le contrôle de mouvements à plusieurs degrés de liberté. Les mouvements de l'appareil phonatoire furent utilisés, non sans équivoque, dans la majorité des cas. Ces études permirent de mettre à jour deux caractéristiques importantes des mouvements à plusieurs degrés de liberté: la présence de corrections pluri-articulaires et l'équifinalité du mouvement. Le but de ce mémoire était de vérifier de façon plus directe: (a) si certaines corrections pluri-articulaires prenaient place lors de l'ajout d'une perturbation imprévisible et (b) si ces corrections étaient assez précises pour permettre de soutenir l'équifinalité du mouvement. L'utilisation d'un mouvement d'un membre supérieur permit d'évaluer l'existence de ces caractéristiques, tout en évitant les problèmes inhérents à l'étude de l'appareil phonatoire. En effet, les mouvements de l'appareil phonatoire permettent difficilement une mesure quantitative de la précision finale. La réussite ou l'échec de l'essai est habituellement déterminé par un ou des auditeurs qui évaluent la justesse du son produit. Le troisième point investigué dans cette étude touchait aux caractéristiques d'un essai sans perturbation tiré d'un bloc d'essais où une perturbation imprévisible pouvait être introduite. Les caractéristiques de cet essai étaient-elles

différentes des caractéristiques obtenues pour un essai tiré d'une session expérimentale où aucune perturbation n'était susceptible d'être introduite?

Afin d'atteindre les objectifs de ce mémoire, les mesures de précision temporelle, de précision spatiale ainsi que les patrons de déplacement de chaque segment en fonction du temps furent recueillis. Chaque hypothèse proposée fut confirmée. Ainsi, un mouvement perturbé (accélération ou décélération) était d'une précision équivalente à un essai non-perturbé. Bien que le temps de mouvement d'un essai accéléré fut plus court que celui obtenu pour un essai contrôle et que celui obtenu pour un essai décéléré fut plus long, l'équifinalité du mouvement était conservée. Ce niveau de précision lors d'un essai perturbé était conservé grâce à la présence de diverses corrections qui prenaient place au bras mais aussi à l'avant-bras et à la main. Les corrections de la perturbation appliquée étaient donc locales mais aussi distales. La position finale du bras lors d'un essai perturbé était semblable à celle obtenue lors d'un essai contrôle. Puisque le bras jouait toujours le même rôle et ne variait pas de pair avec les deux autres articulations, ceci laissait supposer que le bras jouait surtout un rôle de transport dans la réalisation du mouvement. Par ailleurs, il fut noté que les positions finales de l'avant-bras et de la main covariaient. Finalement, l'analyse des courbes de déplacement laissa voir que le déroulement d'un essai contrôle tiré d'une session expérimentale avec perturbations était différent du déroulement d'un essai contrôle tiré d'une session

expérimentale sans perturbation. Quoique la précision de chacun de ces types d'essais était équivalente, il est possible d'affirmer que l'agencement des différentes composantes du mouvement variait en fonction des exigences de la tâche.

L'ensemble de ces résultats aide à mieux comprendre la nature des processus de corrections et de contrôle des mouvements à plusieurs degrés de liberté. En effet, ces résultats laissent clairement voir qu'une approche cybernétique du contrôle du mouvement doit-être remise en question en faveur d'un mode de contrôle hautement adaptatif face aux contraintes de la tâche. Ce système adaptatif prendrait en considération différentes sources de feedback et réussirait à les intégrer rapidement pour que le but visé soit atteint.

## Remerciements

Je tiens à exprimer toute ma gratitude et ma reconnaissance envers mon directeur de mémoire, le Dr Luc Proteau du Département des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Trois-Rivières, qui par son enthousiasme, sa disponibilité et son assistance minutieuse, a su m'orienter avec beaucoup de compétence.

Des remerciements sont aussi adressés au Dr Louis Laurencelle pour l'aide apportée lors de la mise au point du contrôle expérimental ainsi qu'à messieurs Claude Brouillette et Pierre Black pour l'aide technique qu'ils ont su m'apporter.

Enfin, je tiens également à remercier le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada pour leur appui financier durant ces deux années.

## Table des matières

	Page
Résumé . . . . .	i
Remerciements . . . . .	iv
Liste des Tableaux . . . . .	vii
Liste des Figures . . . . .	x
Chapitres	
I. Introduction . . . . .	1
-Les modèles théoriques du contrôle moteur	
Les modèles préliminaires	
Les modèles contemporains	
La théorie du schéma moteur	
Le modèle "masse-ressort"	
Equifinalité du mouvement dans une tâche à un degré de liberté	
Equifinalité du mouvement dans une tâche à plusieurs degrés de liberté	
Corrections pluri-articulaires	
Enoncé du problème et hypothèses principales	
Limites de l'étude	
II. Méthodologie . . . . .	20
-Sujets	
-Tâche du sujet	
-Appareillage	
-Prise de mesures	
-Procédures	
-Traitement des données	
III. Résultats . . . . .	29

-Analyses préliminaires	
Les effets d'une perturbation	
L'application d'une perturbation: un effet d'enchaînement	
-Analyses principales	
Précision spatiale et précision temporelle	
Corrections locales ou distales?	
Localisation temporelle des réponses compensatoires	
Analyse de deux types d'essais contrôles	
IV. Discussion . . . . .	64
-Equifinalité et corrections pluri-articulaires	
-Modèle masse-ressort ou structures coordinatives?	
-Comparaison de deux types d'essais contrôles	
Annexe A . . . . .	82
Références . . . . .	102



Liste des Tableaux

Tableau	page
1. Subdivision temporelle des trois segments de courbe pour les trois sujets et les deux types de perturbation. . .	83
2. Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement du bras à l'épaule lors d'une décélération. . .	84
3. Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement du bras à l'épaule lors d'une accélération. . .	85
4. Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de l'avant-bras lors d'une accélération. . . .	86
5. Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de l'avant-bras lors d'une décélération. . .	87
6. Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de la main lors d'une décélération. . . . .	88
7. Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de la main lors d'une accélération. . . . .	89
8. Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur l'axe des X pour les trois sujets et les trois types d'essais. . . . .	90
9. Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur l'axe des Y pour les trois sujets et les trois types d'essais. . . . .	91

Tableau	page
10. Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur le temps de mouvement pour les trois sujets et les trois types d'essais. . . . .	92
11. Comparaison des positions finales atteintes par chaque articulation pour tous les sujets et les trois types d'essais. . . . .	93
12. Comparaison des moyennes de la position finale atteinte par les trois différents segments de bras pour l'effet du type d'essai réalisé. Technique de Newman-Keuls. . . . .	94
13. Comparaison des différences de déplacement entre un essai perturbé et un essai contrôle à la fin de l'application de la perturbation et à la fin du mouvement.	95
14. Corrélation entre la position finale de l'avant-bras et la position finale de la main lors des essais perturbés. .	96
15. Comparaison des moments d'arrivée et des grandeurs des maximum-vitesses pour les trois articulations lors des différents types d'essais pour tous les sujets. . . .	97
16. Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur l'axe des X et l'axe des Y pour les essais contrôles des groupes expérimental et contrôle. . . . .	98

Tableau	page
17. Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur le temps de mouvement pour les groupes expérimental et du groupe contrôle. . . . .	99
18. Comparaison des moments d'arrivée et des grandeurs des maximum-vitesses des essais contrôles pour les trois articulations et pour les groupes expérimental et contrôle. . . . .	100
19. Comparaison des moyennes de logarithme de l'écart-type de chaque point de chaque courbe de déplacement pour chaque segment de bras pour les groupes expérimental et contrôle. . . . .	101

## Liste des Figures

Figure	page
1. Aperçu des positions intermédiaires des trois segments: bras, avant-bras et main lors d'un déplacement du membre supérieur pour un essai sans perturbation. . . . .	21
2. Vue de face de la cible: (A) le point à viser composé d'une fibre optique de petit diamètre, (B) le papier résistif permettant la prise des mesures de précision spatiale et, (C) une des diodes installées sur le pourtour de la cible. . . . .	25
3. Déplacement typique du bras pour deux sujets après normalisation, lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale. . . . .	31
4. Déplacement typique de l'avant-bras pour deux sujets après normalisation, lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale. . . . .	35
5. Déplacement typique de la main pour deux sujets après normalisation, lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale. . . . .	36
6. Vitesse typique du bras pour les trois sujets lors d'un essai accéléré. . . . .	47
7. Vitesse typique de l'avant-bras pour deux sujets lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale. . .	51

Figure	page
8. Vitesse typique de la main pour deux sujets lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale. .	54
9. Vitesse typique du bras pour deux sujets du groupe contrôle et deux sujets du groupe expérimental lors d'un essai contrôle (moyenne de 10 essais). . . . .	57
10. Vitesse typique de l'avant-bras pour deux sujets du groupe contrôle et deux sujets du groupe expérimental lors d'un essai contrôle (moyenne de 10 essais). . . . .	58
11. Vitesse typique de la main pour deux sujets du groupe contrôle et deux sujets du groupe expérimental lors d'un essai contrôle (moyenne de 10 essais). . . . .	59
12. Variabilité d'un déplacement typique du bras pour un essai contrôle tiré d'une session expérimentale (p-1) et d'une session contrôle (10 essais). . . . .	61
13. Variabilité d'un déplacement typique de l'avant-bras pour un essai contrôle tiré d'une session expérimentale (p-1) et d'une session contrôle (10 essais). . . . .	62
14. Variabilité d'un déplacement typique de la main pour un essai contrôle tiré d'une session expérimentale (p-1) et d'une session contrôle (10 essais). . . . .	63

## Chapitre I

### Introduction

Le mouvement est une des propriétés essentielles du règne animal. Privés de mouvement, les animaux ne pourraient survivre, ne pouvant ni respirer, ni s'alimenter où même se reproduire. L'être humain n'échappe pas à cette règle. Pour vivre, il doit animer ses membres et se déplacer. Le chercheur en performance humaine s'intéresse aux divers aspects entourant la production d'un mouvement: l'influence de l'environnement sur la perception des stimuli; le fonctionnement et l'utilisation de la mémoire motrice; le choix de la réponse associée au stimulus présenté; l'organisation de la réponse motrice et sa production; la coordination de mouvements complexes et l'utilisation de l'information provenant de l'environnement pour le choix et le contrôle de ces mouvements.

Le contrôle du mouvement représente cependant le secteur d'intérêt principal de ce mémoire. Ce champ d'étude spécifique traite des divers modes de contrôle du geste, principalement chez l'humain mais aussi chez l'animal. Ainsi, les chercheurs oeuvrant dans ce domaine s'intéressent au fonctionnement du système nerveux central lorsqu'il doit coordonner l'action des muscles (et des articulations) pour la réalisation d'un geste moteur complexe. Dans son bagage génétique, l'individu possède une certaine partie de ces gestes. Toutefois, une très grande partie est acquise grâce à l'apprentissage. Quelle que soit la source de ces mouvements, ils sont amorcés et contrôlés soit par un

mécanisme réflexe soit par une décision volontaire de l'individu ou les deux. En plus de se préoccuper de l'analyse de ces divers processus, les chercheurs oeuvrant dans le secteur du contrôle du mouvement étudient aussi les mécanismes de prise d'information, de sélection et d'utilisation de l'information sensorielle provenant de la réalisation du mouvement. Ce champ d'étude étant relativement jeune, de nombreux points restent encore à éclaircir. Cependant, l'effort de nombreux chercheurs sert à l'élaboration d'un certain nombre de théories qui permettent d'expliquer, du moins en partie, comment s'effectue le contrôle des réponses motrices.

### Les modèles théoriques du contrôle moteur

#### Les modèles préliminaires

Au regain de vie de la recherche dans ce secteur correspondent deux types de théories bien distincts, celle de la boucle fermée (Adams, 1971) et celle de la boucle ouverte (Keele, 1968). Une théorie en boucle fermée est principalement axée sur la détection de disparités entre le mouvement qui se déroule et un standard de référence. Ce standard, image exacte du mouvement à reproduire, est remis en mémoire (Adams, 1971). Le mode de fonctionnement proposé comprend: un mécanisme de référence apparenté à ce que l'individu désire réaliser, un mécanisme de perception et d'analyse du feedback provenant de l'exécution du geste, un mécanisme de détection des disparités existant entre les deux premières

étapes et un mécanisme décisionnel qui choisit d'effectuer ou de ne pas effectuer la ou les correction (s) possible (s).

Adams, dans l'élaboration de sa théorie, propose deux construits distincts: (a) la trace perceptuelle et (b) la trace mnémonique. La première représente la référence à laquelle doit être comparée l'information proprioceptive et extéroceptive provenant de l'exécution du geste. C'est grâce à cette image du mouvement "parfait" que la réponse motrice peut être corrigée. La trace perceptuelle se développe avec la pratique, en présence de la connaissance des résultats (CR). La trace mnémonique, quant à elle, correspond à l'étape de la sélection et de l'amorce de la réponse. Ainsi, la production d'une réponse motrice débute par le choix et l'amorce du mouvement au moyen de la trace mnémonique (en fonction des exigences de la tâche) ; ensuite, le feedback provenant de l'exécution de la réponse est comparé à la trace perceptuelle. Toute différence est détectée et corrigée de façon à produire le mouvement le plus juste possible.

Pour une théorie basée sur le principe de la boucle ouverte, le geste est entièrement planifié avant son amorce et est exécuté sans égard aux effets produits. La totalité du mouvement se déroule donc sans qu'il y ait prise d'information dans l'environnement (feedback proprioceptif et/ou extéroceptif). Du moins, ce feedback, s'il est disponible, ne sera pas utilisé pour corriger une réponse en cours d'exécution. Cette information n'est analysée qu'à la fin du geste et sert à mieux préparer une réponse subséquente. Pour Keele (1968), il existerait un programme



moteur pour chaque réponse motrice susceptible d'être exigée de l'individu, la tâche de ce dernier se limitant à choisir le programme moteur approprié. Par analogie, on pourrait dire que tous les mouvements sont enregistrés sur une disquette qu'il suffit de consulter pour produire la réponse désirée.

Plusieurs évidences supportent les théories proposées à partir du principe de la boucle ouverte. Ainsi, plusieurs auteurs démontrèrent que, même après déafférentation (fonctionnelle ou définitive), la production d'une réponse motrice exigeant une certaine précision demeurait possible (Frank, Williams & Hayes, 1977; Kelso, 1977; Kelso, Holt & Flatt, 1980; Lashley, 1917; Provins, 1958; Taub & Berman, 1968). Le mouvement ne pourrait donc pas être réalisé sur la base d'un mécanisme à boucle fermée. De plus, il fut démontré que la réalisation de mouvements très rapides n'allouait probablement pas suffisamment de temps pour permettre à une boucle de feedback volontaire de prendre place (Schmidt, 1975; Wadman, Denier van der Gon, Geuze & Mol, 1979). Tel est du moins le cas pour des mouvements complétés en moins de 135 ms où le feedback visuel est disponible (Carlton, 1981).

Malgré tout, il est difficile d'opter pour une de ces théories au détriment de l'autre. En effet, ces deux approches souffrent de certains maux communs (Schmidt, 1975). Une théorie en boucle ouverte laisse supposer l'existence d'un programme moteur propre à chaque mouvement, tandis qu'une trace perceptuelle différente est associée à chaque réponse dans le cadre d'une théorie en boucle fermée. Puisque le nombre de

mouvements que peut réaliser l'être humain se rapproche de l'infini, il devient difficile d'imaginer comment peut s'effectuer l'entreposage de toutes ces informations. Ce problème de remisage représente une sérieuse limitation d'ordre conceptuelle pour ces deux approches. Un second problème commun aux deux approches est leur incapacité à expliquer la production d'un mouvement totalement nouveau (Schmidt, 1975). En effet, dans un tel cas, le système nerveux central n'en possède ni le programme moteur ni le système de référence. Un geste nouveau ne pourrait donc jamais être réalisé. L'existence de ces deux problèmes incita les chercheurs à proposer de nouvelles théories expliquant plus adéquatement le contrôle des réponses motrices.

### Les modèles contemporains

#### La théorie du schéma moteur

De l'intégration des points forts des deux approches précédentes naquit la théorie du schéma moteur de Schmidt (1975). L'argument principal de la théorie du schéma moteur tient au fait qu'elle sous-tend l'existence d'un programme moteur, non pas pour chaque mouvement, mais bien pour toute une catégorie de mouvements semblables. Cette abstraction d'une classe de mouvements prend donc le nom de schéma moteur. Par exemple, tous les mouvements de lancer par dessus l'épaule seraient issus d'un même schéma moteur. Pour produire un mouvement particulier, l'individu spécifie les paramètres propres à cette réponse, ces spécifications étant différentes pour chaque mouvement.

Une fois ces paramètres quantifiés, apparaît un programme moteur spécifique. En même temps qu'est élaboré ce programme moteur spécifique, l'individu détermine les conséquences sensorielles attendues de l'exécution de cette réponse. Lors de la réalisation du geste, les conséquences sensorielles attendues sont comparées aux conséquences sensorielles obtenues, c'est à dire au feedback proprioceptif et extéroceptif provenant de l'exécution de ce geste. A cet instant, trois cheminements sont possibles. Premièrement, les conséquences sensorielles obtenues sont identiques aux conséquences sensorielles attendues. Le geste fut donc réalisé tel que planifié et la réponse est complétée sans modification. Si une petite disparité entre les conséquences sensorielles attendues et obtenues prend place, la correction peut s'effectuer sur la base d'activités réflexes (Evarts & Vaughn, 1978; Lee & Tatton, 1975; Marsden, Merton, Morton, Adam & Hallet, 1978). Ces activités réflexes peuvent être mono-synaptiques (Akazawa, Miller & Stein, 1983; Crago, Houk & Hasan, 1976; Dufresne, Soechting & Terzuolo, 1980; Soechting, Dufresne & Lacquaniti, 1981) ou pluri-synaptiques (Gottlieb & Agarwal, 1979, 1980a, 1980b; Gottlieb, Agarwal & Jaeger, 1983; Lacquaniti, Licata & Soechting, 1982; Lee & Tatton, 1982). Le but fixé sera donc atteint ou tout près de l'être. Si ces disparités sont trop importantes, alors les corrections réflexes ne suffiront pas pour que le but visé soit atteint. Si l'individu a beaucoup de temps pour réaliser son geste, un nouveau programme moteur spécifique sera alors élaboré. Par contre, si le temps disponible n'est pas suffisant, la correction ne pourra pas prendre place et la réponse produite

rencontrera plus ou moins le but visé. Les conséquences sensorielles obtenues et les conséquences sensorielles attendues sont utilisées dans tous les cas pour renforcer ou modifier le schéma moteur et la quantification des différents paramètres.

L'approche proposée par Schmidt (1975) laisse donc supposer qu'avant d'amorcer une réponse motrice, l'être humain doit: (a) choisir le schéma moteur général approprié et (b) quantifier chacun des paramètres de ces schémas pour obtenir la réponse désirée. Selon Schmidt (1982), les composantes de l'infrastructure d'un PMG sont des variables de synchronisation (timing) et d'impulsion motrice (impulse). La variable de synchronisation détermine les moments d'entrée en action et de retrait de l'action des différents muscles utilisés. Pour sa part, la variable d'impulsion motrice détermine la grandeur de la contraction à produire dans chacun des groupes musculaires utilisés. Ces facteurs de synchronisation et d'impulsion motrice seraient contenus dans le PMG de façon relative plutôt que de façon absolue. C'est-à-dire que ce sont les relations qui prennent place entre chaque groupe musculaire qui seraient retenues et non pas une grandeur précise ou une durée de contraction précise pour chaque muscle. De fait, la durée totale du mouvement et la force totale à produire seraient les paramètres quantifiables du PMG. Des évidences favorisant la durée totale du PMG comme paramètre ajustable ont déjà été rapportées pour des tâches de frappes successives (Shapiro, 1977, 1978; Summers, 1977), de dactylographie (Terzuolo & Viviani, 1979) et de marche ou course chez l'humain (Shapiro, Zerneck,

Gregor & Diestel, 1981). Pour ce qui est de la force totale à produire, des évidences ont été obtenues dans des études traitant de l'écriture chez l'humain (Denier van der Gon & Thuring, 1965; Hollerbach, 1978). Une question importante se pose cependant: comment se fait cette paramétrisation, de façon sérielle ou de façon parallèle?

Il est possible de s'objecter à un mode de paramétrisation parallèle, les système nerveux périphérique et central étant vite débordés par un taux d'information véhiculée trop élevé (Proteau & Girouard, 1984). Le choix d'une paramétrisation sérielle est, aussi, difficilement soutenable puisque le temps nécessaire pour l'amorce d'une réponse complexe serait beaucoup trop long pour être réaliste (Proteau & Girouard, 1984). Un modèle alternatif évite cependant les écueils rencontrés par les modèles présentés jusqu'à présent.

#### Le modèle "masse-ressort".

MacNeilage (1970) proposa qu'une réponse motrice peut être réalisée dès que la position terminale que le système moteur doit atteindre est connue du sujet. Ce serait là le seul paramètre qu'il faille déterminer avant qu'une réponse motrice puisse être amorcée. Bizzi et ses collaborateurs (Bizzi, Dev, Morasso & Polit, 1978; Polit & Bizzi, 1978, 1979) poussèrent plus avant le raisonnement et proposèrent que la "position terminale" à atteindre était déterminée avant l'amorce de la réponse, en réglant la longueur et la tension des muscles agonistes et antagonistes au point d'équilibre. C'est-à-dire pour que le but visé soit

atteint. Cette approche fut appelée le "mass-spring model". Ce modèle est plus simple que celui proposé par Schmidt (1975) puisqu'un seul paramètre doit être déterminé avant que la réponse puisse être amorcée. Toutefois, dans la plupart des gestes qu'il doit réaliser, l'être humain doit utiliser plusieurs groupes musculaires différents. Doit-il préciser les ratios longueur/tension pour chacune des paires agoniste/antagoniste utilisées? Bernstein (1967) et ceux qui développèrent ses idées (Asatryan & Feld'man, 1965; Berkinblit, Feldman & Fukson, sous-presse; Feldman, 1966; Gel'fand, Gurfinkel, Tsetlin & Shik, 1971; Polit & Bizzi, 1978; Turvey, Fish & Tuller, 1982) proposèrent que tous ces calculs ne se faisaient pas individuellement. Ces auteurs estiment que le système musculaire humain oeuvre comme un ensemble de structures coordinatives, c'est-à-dire, un ensemble de structures (muscles, articulations) interagissant les unes avec les autres pour l'atteinte du but final et ce, sans qu'il y ait besoin d'un recours constant à une forme "d'intelligence supérieure et active". Donc, une fois le but à atteindre connu, le "système", d'après sa nature intrinsèque est prêt à entrer en action sans délai de programmation. Qui plus est, l'approche des structures coordinatives laisse aussi à entendre que les actions d'une partie du système moteur sont "connues" des autres parties qui, elles, s'ajustent pour permettre l'atteinte du but visé. Ainsi, si un geste est perturbé en cours d'exécution, la correction pourrait être locale, par voie réflexe et/ou volontaire, mais aussi distale (Arutyunyan, Gurfinkel & Mirskii, 1968; Gurfinkel, Kots, Krinskiy, Pal'tsev, Feldman, Tsetlin & Shik, 1971; Turvey, Fish & Tuller, 1982). Les différents

segments et membres impliqués dans le mouvement interagissent comme des couples d'oscillateurs de façon à atteindre l'objectif fixé.

Les principales prédictions pouvant être faites à partir du modèle précédent sont: (a) la cible visée est atteinte peu importe que le geste soit perturbé ou non en cours d'exécution, (b) ces corrections peuvent être locales ou distales.

#### Equifinalité du mouvement dans une tâche à un degré de liberté.

Ces prédictions furent déjà soumises à quelques investigations. Ainsi, la caractéristique d'équifinalité du mouvement fut reproduite par quelques auteurs grâce au paradigme de la perturbation (Bizzi, Dev, Morasso & Polit, 1978; Carlton, 1983; Day & Marsden, 1982; Kelso & Holt, 1980; Kelso & Tuller, 1983; Kelso & Tuller, 1984; Newell & Houk, 1983; Polit & Bizzi, 1978; Schmidt & McGown, 1980). En général, dans une telle étude, le sujet exécute un mouvement spécifique, le membre impliqué dans ce mouvement est fixé de façon à ne permettre que le déplacement visé; par exemple, une flexion de 30 degrés au niveau du coude dans le plan horizontal (Schmidt & McGown, 1980). Lors de l'exécution de la réponse, le sujet s'efforce d'atteindre, avec le plus de précision possible, une cible prédéterminée. De plus, la réponse doit être complétée en un temps fixe, spécifié au début de la session expérimentale. Dans l'étude de Schmidt et McGown (1980), ce temps cible était de 180 ms. Finalement, le sujet était informé que, parallèlement à son exécution, sa réponse pouvait être affectée par une perturbation ayant pour effet d'accélérer ou de décélérer ce mouvement. Cette perturbation peut être engendrée soit

par l'activation d'un torque moteur affectant la vitesse du membre ou encore par l'addition ou la soustraction d'une certaine masse à celle déplacée par le sujet lors de sa réponse. Schmidt et McGown (1980) utilisèrent cette seconde possibilité, la masse retirée ou ajoutée était de 455g. Il est à noter que ces perturbations ne surviennent que dans une faible proportion des essais, de façon à maintenir leur aspect imprévisible. Seulement 10% des essais furent perturbés dans l'étude de Schmidt et McGown (1980). Lorsque la perturbation est appliquée, le sujet doit compenser de façon à exécuter le mouvement conformément aux exigences spatiales et temporelles précédemment spécifiées. Après chaque essai, les erreurs temporelles et spatiales sont mesurées afin de déterminer l'influence des perturbations sur le geste à exécuter. La comparaison des résultats obtenus pour les essais perturbés aux résultats obtenus pour des essais contrôles permet d'établir le type de comportement compensatoire qui prend place. En général, sont considérés comme essais contrôles, les essais non-perturbés issus du même bloc expérimental que les essais perturbés.

Jusqu'à présent, les résultats obtenus favorisent nettement l'hypothèse d'équifinalité. En effet, la qualité de la performance (précision spatiale et temporelle) atteinte lors d'un essai perturbé est comparable à celle observée pour un essai contrôle. Des résultats similaires furent obtenus en utilisant des mouvements différents: une flexion au niveau du doigt (Day & Marsden, 1982; Kelso, 1977; Kelso & Holt, 1980; Kelso, Holt & Flatt, 1980), du poignet (Newell & Houk, 1983),



de l'épaule (Carlton, 1983) ou encore un mouvement supinatoire ou pronatoire au niveau de l'avant-bras (Sanes & Evarts, 1983). De tels résultats furent également reproduits en étudiant les mouvements du cou (Bizzi, Dev, Morasso & Polit, 1978) et du coude (Polit & Bizzi, 1978) chez le singe. Cependant, certains résultats conflictuels furent également obtenus. Ainsi, Carlton (1983), obtint des résultats laissant voir que si la perturbation était de grande amplitude, l'hypothèse d'équifinalité n'était pas supportée. Sanes et Evarts (1983) obtinrent des résultats semblables pour une tâche expérimentale où le mouvement à reproduire ne couvrait qu'une courte trajectoire. Il semble donc que le ratio grandeur de la perturbation/grandeur du mouvement, puisse jouer un rôle important dans la confirmation ou l'infirmité de l'hypothèse d'équifinalité.

L'hypothèse d'équifinalité fut aussi supportée dans quelques études (Bizzi, Dev, Morasso & Polit, 1978; Day & Marsden, 1982; Kelso & Holt, 1980; Kelso, Holt & Flatt, 1980; Kelso, Tuller & Fowler, 1982; Polit & Bizzi, 1979) où le sujet devait accomplir une tâche semblable à celle précédemment décrite mais sans pouvoir bénéficier du feedback proprioceptif provenant du membre impliqué dans la réponse motrice. Malgré cette déafférentation fonctionnelle, les sujets produisaient des réponses de précision équivalente à celles où ils recevaient toutes les informations provenant du membre producteur de la réponse (Kelso, Holt & Flatt, 1980, Kelso, Tuller & Fowler, 1982). Lorsque, en situation de déafférentation, le sujet est perturbé, la précision de ses réponses

permet de soutenir l'hypothèse d'équifinalité (Bizzi, Dev, Morasso & Polit, 1978; Kelso & Holt, 1980; Polit & Bizzi, 1979). Il faut cependant noter que Day et Marsden (1982) durent rejeter cette hypothèse, n'obtenant pas une précision équivalente lors des essais perturbés après déafférentation. Ces résultats contradictoires proviennent peut-être du fait que le mouvement utilisé était le déplacement du pouce. En effet, la masse à déplacer et la longueur du déplacement étaient si réduits que le mouvement utilisé par ces auteurs est peut-être à la base des résultats conflictuels obtenus.

Equifinalité du mouvement dans une tâche à plusieurs degrés de liberté. Bien que la majorité des mouvements étudiés n'impliquait la mise en jeu que d'un seul degré de liberté, dans quelques cas la réponse motrice exigée couvrait plusieurs segments. Dans la majorité de ces études, l'appareil phonatoire fut utilisé comme source du mouvement (Abbs, Gracco & Cole, 1984; Kelso & Tuller, 1983; Kelso, Tuller & Fowler, 1982; Zimmermann & Kelso, 1983). Dans ces études, la tête du sujet est fixée de façon à éviter les mouvements du cou. La tâche du sujet implique la production d'un son tel "pap" ou "pip" (Kelso & Tuller, 1983). Deux types de perturbations pouvaient être introduites. Dans un premier cas, le mouvement de la mâchoire peut être modifié par l'insertion d'une pièce buccale. D'autre part, la réponse du sujet peut être perturbée durant sa réalisation. Dans ce cas, un mécanisme permettant de restreindre le mouvement est assujéti à la lèvre inférieure du sujet. Il est à noter que lorsque aucune perturbation n'est appliquée, la lèvre du

sujet peut se déplacer librement, sans aucune contrainte. A tous les essais, le sujet devait prononcer le même son. La performance est analysée en décomposant certains éléments inhérents à la production des sons: les mouvements de la langue par rapport au palais, la position de la langue en fonction de la position de la mâchoire et des lèvres.

Finalement, la précision du son produit est évaluée en fonction de la "reconnaissabilité" de ce son par des auditeurs. Les résultats tirés de telles études laissèrent voir que la qualité de ces sons était aussi bonne lorsque le mandibule inférieur était libre d'agir que lorsqu'il était restreint à une certaine position ou qu'il était perturbé. Ces résultats furent également reproduits lorsque les informations proprioceptives, tactiles et auditives n'étaient pas disponibles pour le sujet (Kelso & Tuller, 1983).

Les résultats présentés supportent donc l'hypothèse d'équifinalité. Toutefois, différents problèmes sont liés à cette catégorie d'études. Premièrement, il devient difficile, voire impossible de quantifier la qualité de la réponse produite. En effet, cette réponse correspond-t-elle vraiment à celle qui devait être produite où est-ce l'auditeur (l'évaluateur) qui décode et reconnaît la réponse du sujet? Deuxièmement, mais dans le même ordre d'idées, il est difficile d'évaluer l'équifinalité des réponses du sujet puisque la technologie actuelle ne permet pas de mesurer adéquatement la précision de ces réponses.

Finalement, il faut souligner l'existence d'une faiblesse méthodologique retrouvée dans la majorité des études revues dans cette section (mono et pluri-articulaire). L'évaluation de la qualité de la réponse motrice lors d'essais perturbés fut réalisée grâce à une comparaison avec des essais contrôles issus du même bloc expérimental. Ce type de comparaison laisse cependant de côté un aspect important de la tâche. En effet, ces essais contrôles ne possèdent probablement pas les caractéristiques de mouvements réalisés naturellement par l'être humain. C'est à dire, lorsque ces derniers ne sont pas influencés par l'attente d'une perturbation possible (Carlton & Carlton, 1984). Même si les perturbations ne surviennent que pour un petit nombre d'essais, les sujets doivent toujours s'exécuter dans une situation où une partie de ces essais sera perturbée. Cette attente peut modifier leur comportement. Par exemple, Abbs, Gracco et Cole (1984) ont souligné le fait que si plus de 15% des essais d'un bloc expérimental étaient perturbés, les sujets durcissaient leurs lèvres de façon à empêcher une perturbation possible d'affecter la production du son. De là, il n'y a qu'un pas à faire pour proposer que le comportement des sujets serait différent dans une tâche où aucun essai perturbé n'est pressenti. Un bloc d'essais où aucune perturbation n'est introduite et où le sujet en est informé produirait un autre type d'essais contrôles non contaminés par l'expectative d'une perturbation. Deuxièmement, la majorité des mouvements exécutés par l'être humain se déroulent dans plusieurs dimensions et mettent en jeu plusieurs degrés de liberté. Malheureusement, dans les rares études où les mouvements pluri-

articulaires furent étudiés, il n'était pas fait mention de la précision de ceux-ci. De fait, les auteurs s'intéressaient davantage à l'étude des composantes réflexes et volontaires du mouvement et à la coordination de plusieurs segments dans l'espace (Georgeopoulos, Kalaska & Massey, 1981; Hollerbach & Flash, 1982; Lacquaniti & Soechting, 1982; Murphy, Kwan, Mackay & Wong, 1982; Traub, Rothwell & Marsden, 1980).

Corrections pluri-articulaires. L'analyse de mouvements à plusieurs degrés de liberté rend aussi possible l'évaluation d'une autre facette du contrôle moteur. Depuis longtemps, un problème majeur se pose: la coordination d'un mouvement à plusieurs degrés de liberté est-elle accomplie par le contrôle de chaque articulation et de chaque segment impliqués dans l'action ou encore par un contrôle global de tout le (les) membre (s) en mouvement tel que le laisse supposer le modèle des structures coordinatives?

Une façon d'inférer sur un tel problème consiste à localiser les réponses compensatoires lors de la réalisation d'un mouvement à plusieurs degrés de liberté, perturbé en cours d'exécution. Ainsi, lors d'un mouvement d'un membre supérieur, si une perturbation imprévisible est introduite à l'épaule, les corrections prendront-elles place à l'épaule ou encore au niveau du coude ou du poignet, de façon à conserver la précision du geste? L'existence de réponses compensatoires pluri-articulaires renforcerait l'hypothèse qu'un mouvement à plusieurs degrés de liberté est contrôlé comme un tout et non sous la forme d'une multitude de sous-éléments. Quelques chercheurs investiguèrent une

telle possibilité (Abbs, Gracco & Cole, 1984; Cordo & Nashner, 1982; Folkins & Abbs, 1975, 1976; Folkins & Zimmermann, 1982; Kelso, Tuller & Fowler, 1982; Lindblom, Lubker & Gay, 1979; Nashner, 1980; Nashner & Cordo, 1981; Saltzman & Kelso, 1984; Gracco & Abbs, 1982).

Ainsi, Nashner (1980; Cordo & Nashner, 1982; Nashner & Cordo, 1981; Nashner & McCollum, 1985) induisit une perturbation au niveau des chevilles lors du maintien de la position debout ou de la marche et observa des réponses compensatoires de la part des divers muscles responsables de l'équilibre et de la posture. Quelques autres auteurs (Abbs, Gracco & Cole, 1984; Folkins & Abbs, 1975, 1976; Hugues & Abbs, 1976; Kelso & Tuller, 1983; Zimmermann & Kelso, 1983) observèrent aussi certaines réponses compensatoires pluri-articulaires lors de l'étude du fonctionnement de l'appareil phonatoire. Ainsi, lors de la production d'un son, l'erreur engendrée par l'introduction d'une perturbation au niveau de la lèvre inférieure a pu être corrigée par des mouvements compensatoires de la mâchoire ou de la lèvre supérieure. De plus, pour une même perturbation, il semble que ces réactions compensatoires soient propres à chaque mouvement réalisé (Kelso & Tuller, 1984).

De tels résultats favorisent nettement l'hypothèse d'un contrôle global du mouvement. Cependant, les analyses réalisées ne permettent pas l'évaluation de la précision de ce geste. A ce jour, personne ne peut affirmer avec certitude que ces réponses compensatoires permettaient

l'atteinte du niveau de précision exigé lors de la réalisation du mouvement.

### Enoncé du problème et hypothèses principales

Le but premier de ce mémoire est de pallier aux différents inconvénients décrits précédemment. Spécifiquement, il s'agit d'analyser la précision spatiale et temporelle des réponses compensatoires de l'individu suite à une perturbation. L'utilisation d'un mouvement du membre supérieur droit impliquant plusieurs degrés de liberté permet d'arriver à ces fins. Les hypothèses de ce mémoire peuvent donc être présentées comme suit.

Hypothèse 1. Malgré une perturbation, le mouvement réalisé devrait être d'une précision équivalente à un mouvement non-perturbé. Ainsi, la précision temporelle et spatiale (en X et en Y) ne devrait pas se détériorer lors d'une brève accélération ou décélération du mouvement.

Hypothèse 2. Les réponses compensatoires à une perturbation prendront place à l'endroit de la perturbation mais aussi aux articulations distales. Spécifiquement, une perturbation introduite à l'épaule devra être corrigée à l'épaule et/ou au coude et/ou au poignet.

Hypothèse 3. Cette hypothèse porte sur un point méthodologique. Un essai non-perturbé tiré d'un bloc d'essais où des perturbations peuvent prendre place ne correspondrait pas à un essai contrôle tiré d'un bloc sans perturbation.

Limites de l'étude

Les limites de cette étude sont intimement liées au type de mouvement employé et à l'appareillage utilisé. Le mouvement utilisé, une flexion du membre supérieur gauche à l'épaule, au coude et au poignet, même s'il représente un mouvement à plusieurs degrés de liberté n'implique pas la coordination de plusieurs membres dans l'espace comme c'est souvent le cas. L'emploi d'un bras poly-articulé ainsi que d'une cible de papier résistif limite l'amplitude du mouvement ainsi que la mesure de la précision dans seulement deux dimensions. La durée de chaque session expérimentale ainsi que la durée totale de l'expérimentation étant relativement élevées, le nombre de sujets choisis aléatoirement est restreint. La généralisation des résultats avec un petit nombre de sujets s'avère toujours précaire. De plus, cette étude est limitée par l'emploi de variables dépendantes spécifiques et de niveaux de variables indépendantes limités pour l'opérationnalisation de cette étude.



## Chapitre II

## Méthodologie

Sujets

Pour la réalisation de ce mémoire, six sujets féminins furent recrutés parmi les étudiants du département des sciences de l'activité physique. Toutes étaient droitières et volontaires. Les sujets furent rémunérés au taux de \$5.00 l'heure pour leur participation.

Tâche du sujet

Confortablement assis, les épaules fermement assujetties au dossier de sa chaise, le sujet devait, à l'aide d'un stylet, atteindre une cible située directement devant lui, grâce à un mouvement du membre supérieur gauche (non-dominant). En position de départ, le coude et le poignet du sujet étaient en complète extension, le bras légèrement derrière le corps ( $\approx 30$  degrés). Dans cette position, la pointe du stylet reposait sur un interrupteur. L'activation d'un voyant rouge situé devant le sujet indiquait que celui-ci pouvait, lorsqu'il le désirait, amorcer sa réponse. Le temps de mouvement cible était de 550 ms. Les essais complétés dans une fenêtre de temps allant de 460 ms à 640 ms étaient conservés, les autres étaient rejetés et non repris. Ce mouvement impliquait un déplacement du bras ( $\pm 55^\circ$ ), de l'avant-bras ( $\pm 120^\circ$ ) et de la main ( $\pm 50^\circ$ ). La position des 3 segments à différents points du déplacement global peut être vue à la figure 1. Après chaque essai, l'expérimentateur renseignait le

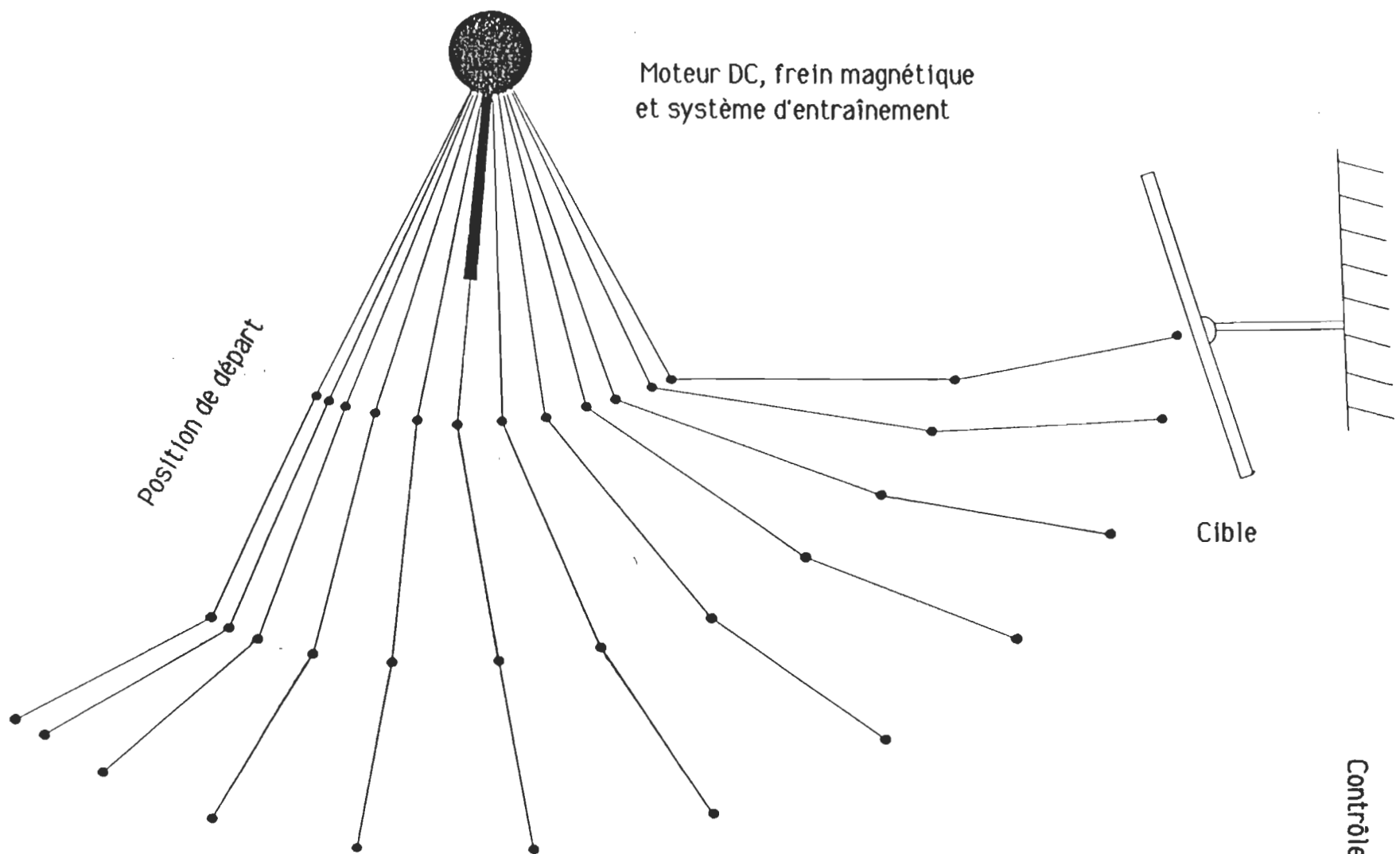


Figure 1. Aperçu des positions intermédiaires des trois segments: bras, avant-bras et main lors d'un déplacement du membre supérieur pour un essai sans perturbations.

sujet sur son erreur spatiale, en X et en Y ainsi que sur son temps de mouvement (TM). Pour certains essais, l'exécution du sujet pouvait être perturbée. Malgré cette perturbation, les sujets devaient atteindre la cible visée avec un maximum de précision aussi bien spatiale que temporelle.

### Appareillage

L'appareillage était constitué de trois parties distinctes: (a) un bras poly-articulé, (b) un moteur D.C. (brushless) couplé à un système d'entraînement (clutch) et à un frein magnétique, et, (c) une cible à atteindre.

Le bras poly-articulé était conçu de façon à recevoir le bras gauche du sujet en position de supination. Ce bras poly-articulé se terminait par la pointe du stylet auquel il fut précédemment fait mention. Divers ajustements du bras poly-articulé permettaient une correspondance parfaite entre les points de rotation de celui-ci et les articulations de l'épaule, du coude et du poignet du sujet. De cette façon, chaque modification de la position du bras du sujet entraînait une modification identique des "articulations" du bras poly-articulé. Ce bras poly-articulé permettait les mouvements du membre supérieur du sujet dans plusieurs plans différents. Ainsi, il y avait deux degrés de liberté à l'épaule (abduction-adduction et flexion-extension), un degré de liberté au coude (flexion-extension) et un dernier degré de liberté au poignet du sujet (flexion-extension). Un potentiomètre était assujéti à chacun des points de rotation du bras mécanique. De cette façon, il était possible de suivre

les déplacements du bras du sujet lors de la réalisation de la tâche expérimentale.

Le moteur auquel il fut précédemment fait allusion se situait directement dans l'axe de rotation de l'épaule du sujet (flexion-extension). Cet ajustement était rendu possible par une modification de la hauteur de la chaise du sujet. Ce moteur était toujours activé mais n'était cependant pas couplé au bras poly-articulé pour les essais non-perturbés. A ce moment, le moteur tournait à vide, c'est à dire, que celui-ci n'affectait aucunement le geste du sujet. De fait, l'appareil utilisé permettait de produire des mouvements où seule une très légère friction subsistait. Lors d'un essai où une perturbation prenait place suite à une accélération du membre supérieur du sujet, le moteur était couplé au bras poly-articulé via le système d'entraînement, ce qui produisait la dite perturbation. Lorsque la perturbation prenait la forme d'une décélération du mouvement du membre supérieur du sujet, le moteur était désengagé et la perturbation était produite par l'activation du frein magnétique. Les caractéristiques des appareils utilisés permettaient de produire ces perturbations de façon presque instantanée. De fait, il s'écoulait moins de 10 ms entre l'activation du système d'entraînement ou de frein magnétique et leurs répercussions sur le déplacement du bras poly-articulé. Il faut noter que ces perturbations accéléraient ou décéléraient le bras du sujet dans son déplacement dans le plan sagittal.

La cible constitue le dernier élément de l'appareillage et se subdivise en deux composantes principales. Le support de la cible est composé d'un

panneau de plexiglass de 26 cm sur 26 cm, au centre duquel se trouve un trou de 0.5 mm de diamètre. Une feuille de papier résistif est apposée sur cette plaque de plexiglass. Ce papier, Teledeltos Recording Paper (Western Union Telegraph, modèle 1-62s, silver-only) est branché à une série de diodes placées sur son pourtour (voir Figure 2). Lorsque la pointe du stylet touchait cette cible, les coordonnées X et Y du point de contact étaient relevées par un ordinateur de laboratoire. De fait, ce papier agit comme un potentiomètre linéaire capable de lire sur l'axe des X et sur l'axe des Y. Ce papier était aussi percé en son centre (0.5 mm de diamètre) de façon à laisser voir un mince faisceau de lumière. La seconde partie de la cible était constituée de ce point lumineux que le sujet devait tenter d'atteindre. Ce point provenait d'une fibre optique de très petit diamètre (0.5 mm; Belden, modèle 226001). Cette fibre conduisait le faisceau lumineux provenant d'un projecteur situé dans une autre salle. Ce point que le sujet devait tenter d'atteindre se situait à 60 cm du sol et à 40 cm devant le sujet. Un ajustement de la chaise sur laquelle prenait place le sujet permettait de faire correspondre le centre de cette cible au centre-gauche du corps du sujet dans le plan frontal. Finalement, la plaque sur laquelle était apposée la cible, était inclinée de 10 degrés par rapport à la verticale. Ceci permettait de faciliter un contact perpendiculaire du stylet avec la cible. Un micro-ordinateur Apple II E assurait le contrôle de ces divers appareils ainsi que la collecte des données.

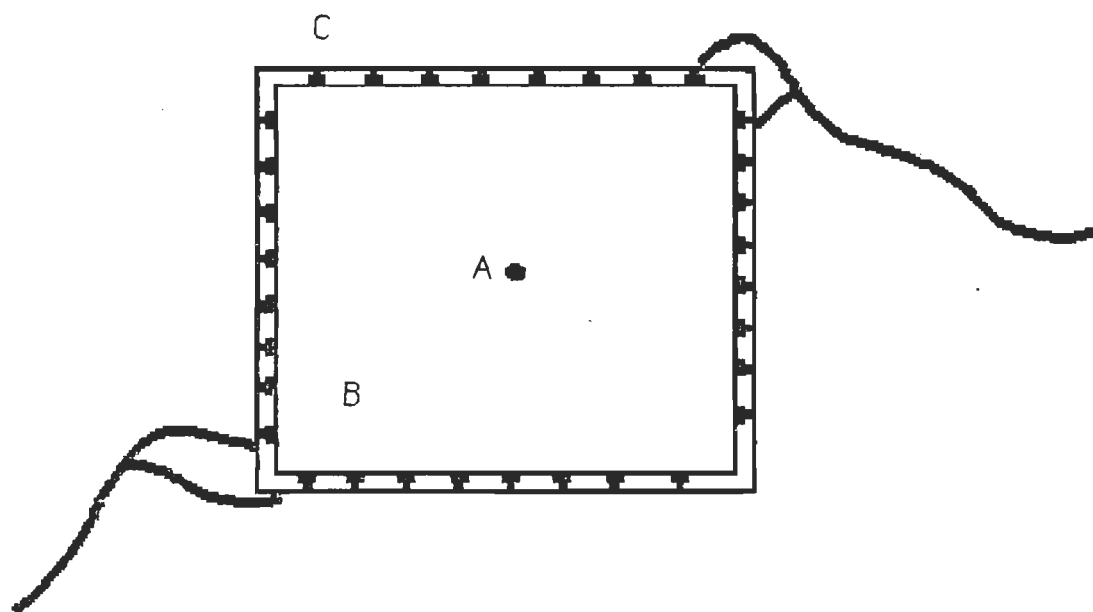


Figure 2. Vue de face de la cible: (A) le point à viser composé d'une fibre optique de petit diamètre, (B) le papier résistif permettant la prise des mesures de précision spatiale et, (C) une des diodes installées sur le pourtour de la cible.

### Prise de mesures

Deux types de données furent relevées, des mesures comportementales et des mesures cinématiques. Les données cinématiques provenaient de quatre potentiomètres situés aux points de rotation du bras poly-articulé et permettaient de recréer les patrons de déplacement et de vitesse de divers segments du membre supérieur. Les données comportementales s'attardaient au TM, soit le délai qui prenait place entre l'amorce de la réponse et le moment auquel la cible était atteinte, et à la précision spatiale des réponses du sujet (en X et en Y). Cette précision spatiale était évaluée en considérant la position atteinte par le stylet par rapport au point lumineux que le sujet devait atteindre.

### Procédures

Deux groupes de trois sujets participèrent à l'étude et leurs résultats servirent à établir les différentes caractéristiques (a) des essais contrôlés et (b) des essais perturbés. Chaque sujet des deux groupes participa à quatre sessions expérimentales de 200 essais chacune. Les sujets du groupe contrôle ne reçurent aucune perturbation durant les diverses sessions expérimentales. La tâche exigée se limitait à l'obtention d'un niveau de précision temporelle et spatiale optimal. D'un autre côté, les sujets du groupe expérimental ne reçurent aucune perturbation durant les deux premières sessions expérimentales de façon à se familiariser avec la tâche à accomplir. Par contre, pour les deux dernières sessions, ils étaient

avisés que, pour 10% des essais, une perturbation viendrait affecter le déroulement de leur réponse. Ces sujets avaient pour consigne de conserver lors des essais perturbés une précision équivalente à celle obtenue lors de la réalisation des mouvements non-perturbés. La moitié des essais perturbés fut caractérisée par l'application d'une accélération du déplacement du bras pendant une période de 170 ms suite à l'engagement du moteur décrit précédemment. La seconde partie des essais perturbés consistait en une décélération du mouvement du bras engendrée par l'engagement du frein magnétique, aussi pour une période de 170 ms. Ces perturbations étaient appliquées 180 ms<sup>1</sup> après le début du mouvement. L'ordre de présentation des perturbations fut déterminé quasi-aléatoirement avec la seule restriction que chaque perturbation soit espacée d'au moins trois essais non-perturbés.

Pour répondre aux deux premiers buts de ce mémoire, traitant du type et de la précision des réponses compensatoires suite à une perturbation, un seul facteur fut manipulé, soit le type d'essais analysé. Ce facteur comptait trois niveaux: essai contrôle, essai accéléré et essai décéléré. Pour répondre au troisième but de ce mémoire, concernant les caractéristiques des essais contrôles, deux facteurs furent manipulés. Le premier était encore une fois, le type d'essais réalisé. Le second facteur était un facteur de regroupement et s'intéressait au type d'essais contrôle.

---

<sup>1</sup>Lors d'une étude préliminaire, la durée du mouvement (550 ms), le moment d'application de la perturbation (180 ms) ainsi que la durée de la perturbation (170) furent choisis de façon à optimiser l'impact de la perturbation en fonction des délais possible de correction.



Il comprenait deux niveaux: l'essai précédant immédiatement une perturbation pour les sujets du groupe expérimental et les essais correspondants pour les sujets du groupe contrôle.

### Traitement des données

Les données cinématiques recueillies par les différents potentiomètres furent soumises à différents traitements préliminaires. Ainsi, les données brutes, après normalisation, furent lissées grâce à un filtre numérique récuratif (butterworths, Winter, 1979). Pour déterminer les courbes de vitesse, un polynôme s'ajustant aux données de déplacement lissées fut calculé. Le polynôme était jugé adéquat lorsque le coefficient de détermination ( $r^2$ ) entre les valeurs prédites par celui-ci et les données lissées atteignait 0.985. La première dérivée de ce polynôme permettait d'obtenir les courbes de vitesse de chaque segment.

## Chapitre III

## Résultats

Analyses préliminaires

Le but de cette section était de vérifier si les perturbations appliquées au déplacement du bras eurent l'effet escompté. Cette vérification était essentielle puisque les différentes hypothèses proposées dans ce mémoire reposaient sur l'existence effective de ces perturbations. En second lieu, les répercussions de cette perturbation à l'épaule sur le déplacement de l'avant-bras et de la main seront discutées.

Dans un premier temps, la Figure 3 laisse voir un déplacement typique du bras autour de l'articulation de l'épaule. Lors d'une perturbation, celui-ci est différent du déplacement de ce même segment lors d'un essai libre. Une analyse statistique fut réalisée pour évaluer quantitativement les différences entre les courbes de déplacement d'un essai perturbé et d'un essai libre. A cette fin, chaque courbe de déplacement fut normalisée. Elle fut ensuite sectionnée en trois parties distinctes. Le premier segment comprend la portion de la courbe comprise entre le début du mouvement et le moment d'application de la perturbation. La durée d'application de la perturbation délimite la

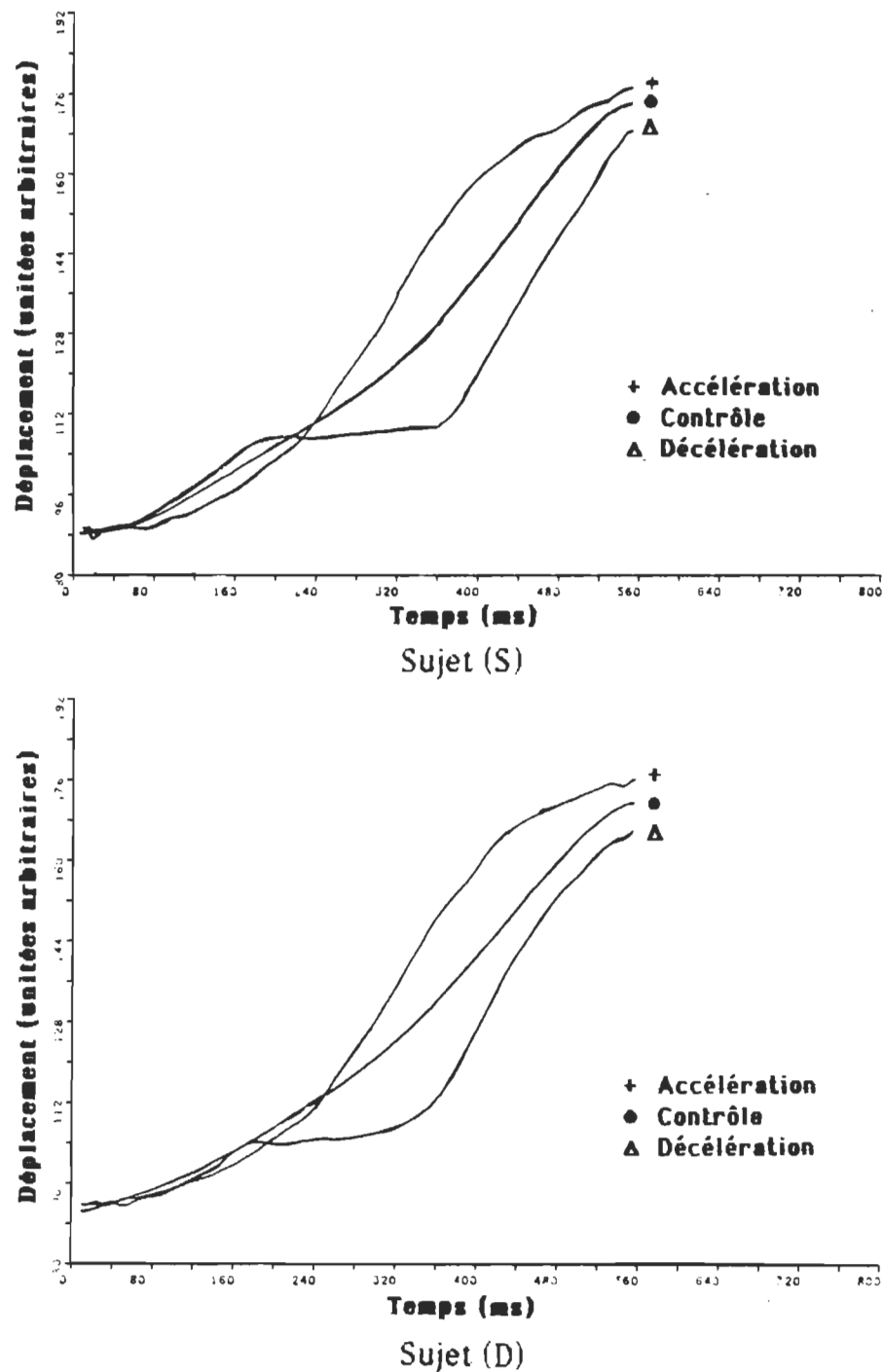


Figure 3. Déplacement typique du bras pour deux sujets après normalisation, lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale.

seconde portion de courbe à analyser. Ces délais, différents d'un sujet à l'autre après normalisation<sup>2</sup>, sont présentés au Tableau 1 de l'annexe A.

Le troisième segment de courbe est délimité par le délai s'écoulant entre le moment de la fin d'application de la perturbation et l'atteinte de la cible. La comparaison des deux premiers segments des courbes de déplacement des essais perturbés et des essais libres permet d'établir statistiquement l'existence de la perturbation. L'analyse fut effectuée pour la moyenne des essais perturbés d'un sujet et la moyenne des essais libres précédant tout juste ces perturbations (p-1). L'aire sous le courbe de chacun de ces segments fut comparée de façon à estimer si les différences graphiques illustrées à la Figure 3 représentent des différences statistiquement significatives. Ces résultats furent soumis à une analyse de variance à un facteur et à mesures répétées. Ce facteur était le type d'essai réalisé et avait deux niveaux, soit: essai décéléré et

---

<sup>2</sup>Pour comparer chaque type de courbes, ces dernières devaient avoir le même temps de mouvement. Chaque courbe fut donc vincentisée à la durée du temps de mouvement cible (550 ms) qui représentait la mesure étalon, soit 100%. Cette vincentisation implique une modification de l'échelle du temps, et est appliquée sur toute la durée du mouvement. A ce moment, chaque point est légèrement déplacé en fonction du temps. Bien que le moment d'application effectif d'une perturbation ait bien été à 180 ms du départ, il fluctuait légèrement dans le temps après vincentisation. Chaque nouveau moment d'application fut donc calculé et moyenné pour chaque type d'essais et pour chaque sujet.

essai contrôle dans un premier cas (Tableau 2 de l'annexe A) et, essai accéléré et essai contrôle dans un second cas (Tableau 3 de l'annexe A). Les résultats de ces analyses ne laissèrent voir, pour la première portion de courbe, aucun effet significatif, que ce soit pour une accélération,  $F(1,2)=82.64$ ,  $p > .01$  ou encore pour une décélération,  $F(1,2)=0.91$ ,  $p > .01$ . Donc, avant la perturbation, le déroulement d'un essai libre ne différait pas significativement de celui d'un essai perturbé. Ces résultats étaient prévisibles puisque le sujet ne pouvait pas anticiper l'arrivée d'une perturbation à un essai précis.

Les résultats de l'analyse pour la seconde partie de la courbe de déplacement du bras laissèrent voir une différence significative pour la décélération,  $F(1,2)=150.27$ ,  $p < .01$ , mais une différence non-significative pour une accélération,  $F(1,2)=1.55$ ,  $p > .01$ . Cette absence d'effet significatif pour l'accélération semble être causée par les résultats obtenus pour le sujet G, résultats très différents de ceux des autres sujets. La même analyse répétée sans les résultats de ce sujet laisse voir une nette tendance,  $F(1,1)=3370$ ,  $p < .01$ , et ce à cause de la perte d'un degré de liberté. En définitive, la décélération introduite à l'épaule ralentissait significativement le déplacement du bras tandis que l'accélération du bras résultait en une augmentation probable du déplacement du bras en fonction du temps. Globalement, la prémisse du mémoire fut bien soutenue.

### Les effets d'une perturbation

La seconde partie de cette section traite de l'analyse descriptive des effets d'une perturbation appliquée au bras sur le déplacement de l'avant-bras et de la main. Les résultats de l'analyse de la variance pour le premier segment de la courbe de déplacement de l'avant-bras sont présentés aux Tableaux 4 et 5 de l'annexe A. Ces résultats ne laissent voir aucune différence significative entre un essai accéléré et un essai contrôle,  $F(1,2)=0.02$ ,  $p > .01$  ou entre un essai décéléré et un essai contrôle,  $F(1,2)=0.08$ ,  $p > .01$ . Des résultats semblables sont présentés aux Tableaux 6 et 7 de l'annexe A pour le premier segment de courbe de déplacement de la main. Ces résultats ne laissent voir aucune différence significative entre un essai décéléré et un essai contrôle,  $F(1,2)=0.61$ ,  $p > .01$ . Seule la différence entre un essai accéléré et un essai contrôle s'avère significative,  $F(1,2)=141.13$ ,  $p < .01$ . Cette dernière différence laisse voir un déplacement plus rapide au début d'un essai contrôle mais ne peut cependant être expliquée. En définitive, tout comme pour le bras, les déplacements de l'avant-bras et de la main précédant une perturbation sont identiques aux déplacements retrouvés lors d'un essai contrôle.

Il faut aussi noter que l'application d'une perturbation influençait le déplacement du bras mais se répercutait aussi sur le déplacement de l'avant-bras et de la main. Ainsi, un frein appliqué à l'épaule entraînait un ralentissement brusque du déplacement du bras. Cette décélération quasi-instantanée (10 ms), jumelée au momentum de l'avant-bras et de

la main produisait une accélération de l'avant-bras (Figure 4). Ce transfert du momentum à l'avant-bras, couplé à l'inertie de la main, entraînait un ralentissement du déplacement de la main (Figure 5). Un enchaînement du même type se produisait lorsque la perturbation du déplacement du bras prenait la forme d'une accélération. A ce moment, l'augmentation brusque de la vitesse du bras provoquait, à cause de l'inertie, un ralentissement du mouvement de l'avant-bras autour du coude (Figure 4). Cette diminution de vitesse engendrait, à son tour, une légère accélération du mouvement au poignet, donc une augmentation du déplacement de la main en fonction du temps (Figure 5). Ces résultats ne représentent cependant qu'une tendance puisque les résultats de l'analyse de variance du second segment de courbe ne laissent voir une différence significative entre un essai perturbé et un essai contrôle que pour une décélération du déplacement de l'avant-bras,  $F(1,2)=116.54$ ,  $p<.01$ . Aucune autre analyse de variance n'atteignit le niveau de signification requis (voir Tableaux 4, 5, 6, 7 et 8 de l'annexe A). L'effet d'enchaînement de l'application d'une accélération fut moins marqué que celui d'une décélération sur le déplacement de l'avant-bras et de la main. Ce fut le cas puisque, tel que constaté aux Figures 4 et 5, l'apparition d'une accélération modifiait moins le déplacement du bras que l'application d'une décélération. Ce dernier point sera présenté en détails plus loin dans le texte.

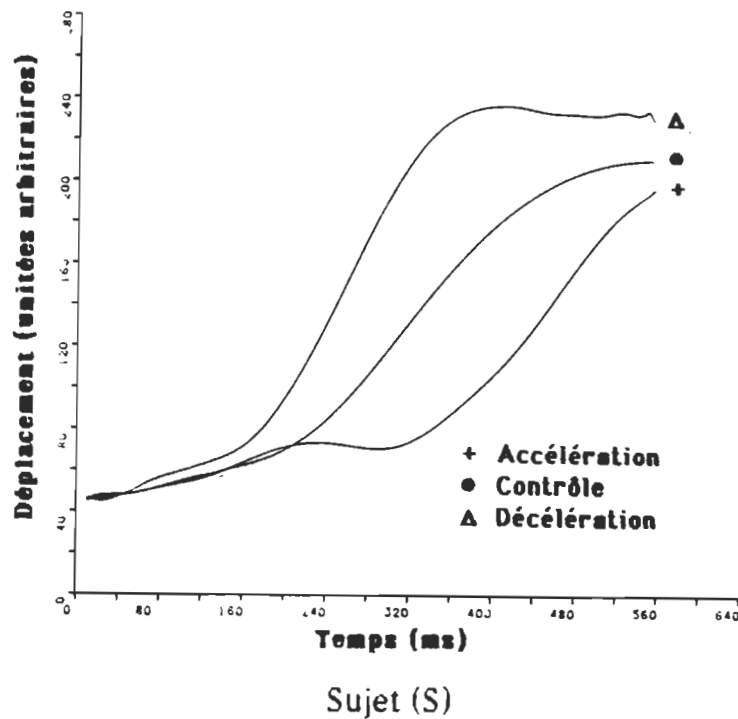
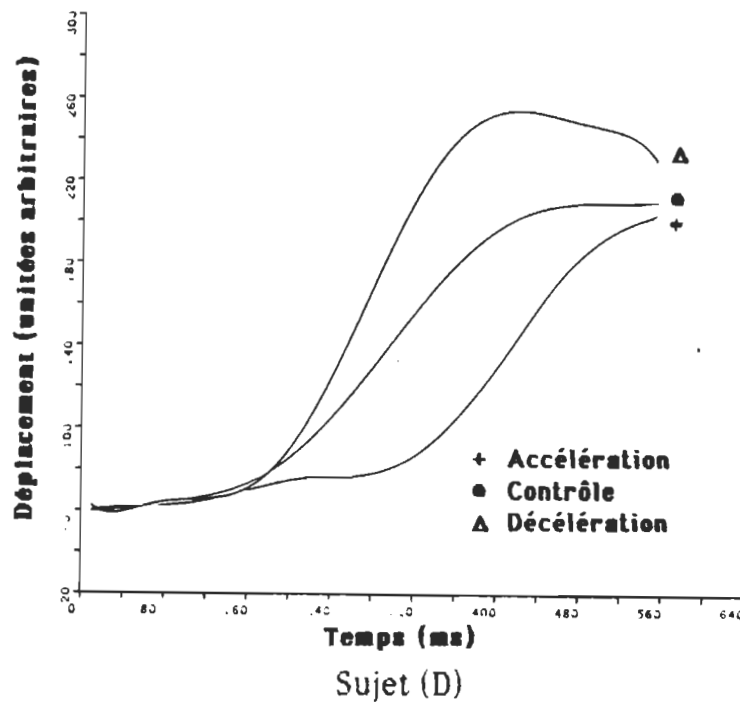
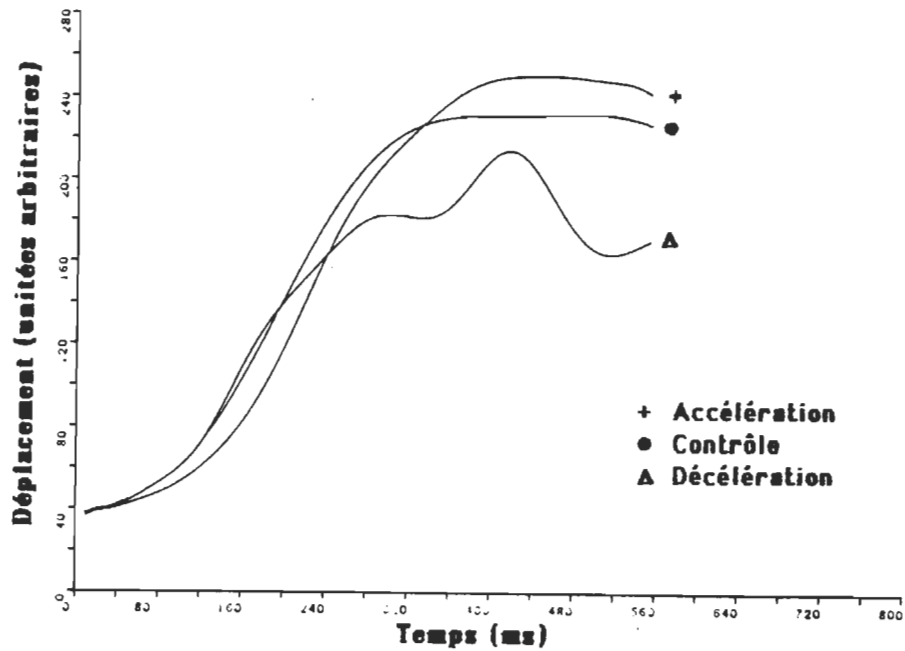
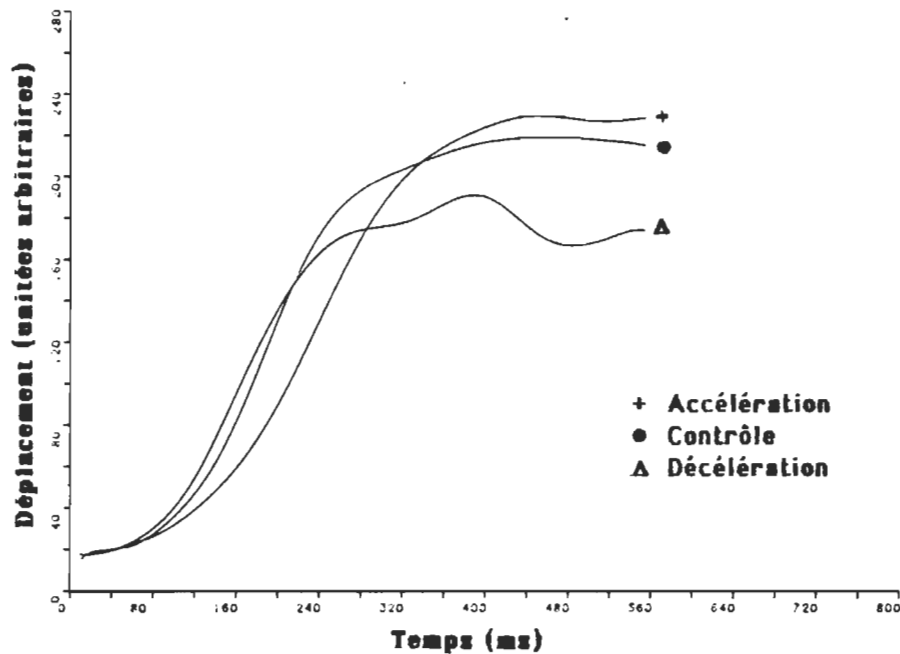


Figure 4. Déplacement typique de l'avant-bras pour deux sujets après normalisation, lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale.





Sujet (D)



Sujet (S)

Figure 5. Déplacement typique de la main pour deux sujets après normalisation, lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale.

L'application d'une perturbation: un effet d'enchaînement

Cette section traite des autres caractéristiques importantes des perturbations. Ainsi, l'impact d'une perturbation est pondéré par la vitesse atteinte par chaque segment au moment de la perturbation. Le bras étant dans une phase de vitesse relativement constante lors de l'application d'une perturbation, les impacts respectifs d'une accélération et d'une décélération sur le mouvement du bras furent semblables. Tel ne fut pas le cas pour les deux autres segments. D'une part, lors de l'application d'une perturbation, l'avant-bras était en phase d'accélération. Une perturbation qui accélèrait le mouvement de l'avant-bras (décélération du bras) favorisait donc le type de mouvement désiré et entraînait que le but recherché était atteint plus rapidement, voire même dépassé (Figure 4). D'autre part, une perturbation qui décélérait le mouvement de l'avant-bras retardait l'atteinte du but visé. Ce dernier ne fut en fait jamais atteint (Figure 4). Le moment d'application d'une perturbation coïncidait avec le maximum-vitesse atteint par la main. Une accélération supplémentaire du déplacement de la main, suite à une perturbation qui accélèrait le mouvement du bras, conduisait donc à une sur-estimation du déplacement visé (Figure 5). Une décélération du mouvement de la main, via une perturbation qui décélérait le bras entraînait quant à elle une sous-estimation du déplacement attendu (Figure 5).

Il faut finalement noter que le retrait d'une perturbation produisait, lui-aussi, certaines modifications dans le déplacement du bras, de

l'avant-bras et de la main. Ainsi, le retrait d'un frein produisait une ré-accélération brusque du bras, ré-accélération qui entraînait une décélération du déplacement de l'avant-bras et une accélération de la main. D'autre part, le retrait d'une accélération produisait une décélération brusque du mouvement du bras qui, à son tour, entraînait une accélération du déplacement de l'avant-bras et une décélération de la main. Ces modifications sont cependant de plus courtes durées et de plus faibles intensités que celles engendrées au niveau du bras. Elles sont aussi plus difficilement perceptibles puisque noyées dans les corrections effectuées par le sujet pour rencontrer les objectifs de la tâche.

### Analyses principales

#### Précision spatiale et précision temporelle

Les analyses précédentes laissèrent voir que la procédure utilisée entraîna une perturbation significative du déplacement du bras. Il devient donc légitime de poursuivre la vérification des différentes hypothèses proposées. La première hypothèse de cette étude était que la trajectoire d'un mouvement perturbé pouvait être corrigée et entraîner une réponse aussi précise que celle retrouvée pour les essais non-perturbés. Si tel était effectivement le cas, la précision spatiale (en X et en Y) et la précision temporelle ne devraient pas se détériorer lors d'une accélération ou d'une décélération non-prévisible du mouvement.

A cet effet, les résultats moyens obtenus pour: (a) l'erreur absolue, (b) l'erreur variable, (c) l'erreur constante et (d) l'erreur quadratique moyenne (EQM) pour l'axe des X, l'axe des Y et le TM sont respectivement consignés aux Tableaux 8, 9 et 10 de l'annexe A. Les résultats obtenus pour chacune de ces variables dépendantes furent soumis à une analyse de variance à un facteur et à mesures répétées. Ce facteur était le type d'essais réalisé et comprenait trois niveaux: essai contrôle, essai accéléré et essai décéléré. Les résultats de ces analyses ne laissèrent voir, pour ce qui est de l'erreur spatiale (X et Y), aucun effet significatif et ce, peu importe la variable dépendante ( $p > .01$ ) (voir Tableaux 8 et 9). Ces résultats étaient prévisibles pour l'axe des X puisque, quelle que soit la perturbation introduite à l'épaule, elle n'affectait le mouvement que dans le plan sagittal, donc n'avait pas de répercussion directe sur l'axe des X. A cet effet, il faut noter que la grandeur de l'erreur relevée sur l'axe des Y était plus importante que celle notée sur l'axe des X, ce qui situait la véritable difficulté de la tâche. Toutefois, le fait qu'aucune différence significative ne prit place entre les essais contrôles et les essais perturbés sur l'axe des Y supporte bien l'hypothèse proposée.

Finalement, les résultats moyens obtenus pour la précision temporelle laissèrent voir une différence significative pour l'erreur constante,  $F(2,4)=19.30$ ,  $p < .01$ . Les essais accélérés étaient complétés plus rapidement (40 ms) que les essais contrôles, alors que l'effet contraire (40 ms) était retrouvé pour les essais décélérés. Bien qu'aucune autre analyse ne se révéla significative ( $p > .01$ ), les résultats

moyens, consignés au Tableau 10 laissent cependant voir que l'erreur variable semble être plus petite pour les essais décélérés. L'absence d'un effet statistique significatif peut être attribuable au fait que les essais nécessitant plus de 640 ms étaient rejetés. La variabilité des essais conservés était donc artificiellement diminuée. Les résultats consignés au Tableau 10 laissent aussi voir que le comportement du sujet G diffère substantiellement du comportement des deux autres sujets lors de l'application d'une accélération. Sans ce résultat, il ne fait aucun doute que l'erreur absolue et l'EQM auraient été également significatifs. A cet effet, il faut noter que l'erreur absolue et l'EQM mesurées lors d'un essai perturbé étaient plus grandes que celles mesurées lors d'un essai contrôle.

A la lumière de ces résultats, il est possible de conclure que certaines corrections prennent place suite à une perturbation et qu'elles permettent d'atteindre un niveau de précision spatiale équivalent à celui obtenu lors d'un essai non-perturbé. Ces corrections ne permettent cependant pas d'atteindre la même précision temporelle que pour un essai libre. Il est possible de proposer que cela est dû au fait que la durée de la perturbation, par rapport au temps alloué pour la réalisation de la tâche et à la distance à parcourir, ne permettait pas d'ajuster la durée du mouvement avant l'impact sur la cible. Finalement il faut noter que la seule présence de réponses compensatoires ne peut réussir à expliquer ce manque de précision temporelle. En effet, il ne semble pas y avoir eu d'échange entre la durée du mouvement et la précision de celui-ci puisque

la durée d'un essai accéléré était moindre que la durée d'un essai non-perturbé.

### Corrections locales ou distales ?

L'importance de l'impact de la perturbation sur le déroulement du mouvement jumelée à la précision spatiale équivalente d'un essai perturbé et d'un essai contrôle laissent supposer l'existence de réponses compensatoires. Le but principal de ce mémoire était de vérifier expérimentalement la véracité de la seconde hypothèse présentée précédemment. Il s'agissait de déterminer si les réponses compensatoires à une perturbation ne prenaient place qu'à l'endroit de la perturbation ou aussi aux articulations distales. Spécifiquement, une perturbation du déplacement du bras pourrait n'être corrigée qu'au niveau du bras, mais peut-être aussi aux niveaux de l'avant-bras ou de la main. L'analyse des deuxième et troisième parties de courbe de déplacement permet de vérifier la validité de cette hypothèse. Cette analyse fut répétée pour les trois différents segments du bras.

Les résultats consignés au Tableau 11 de l'annexe A laissent voir la position finale atteinte par chacun de ces segments lors d'un mouvement perturbé (accélération et décélération) et lors d'un mouvement contrôle. Les résultats obtenus pour chaque segment furent soumis à une analyse de la variance à un facteur et utilisant des mesures répétées. Ce facteur était le type d'essais et avait trois niveaux: essai accéléré, essai contrôle et essai décéléré.

Cette analyse laissa voir une différence significative entre les trois types d'essais pour ce qui est du bras,  $F(2,4)=32.13$ ,  $p < .01$ . Les résultats moyens furent comparés en utilisant la technique de Newman-Keuls ( $p < .01$ ). Les résultats de l'analyse (Tableau 12 de l'annexe A) laissèrent voir que la position finale atteinte par le bras lors d'une décélération fut significativement inférieure à celle atteinte lors des essais contrôle et accéléré; la position finale atteinte lors d'un essai contrôle fut, par ailleurs, trouvée statistiquement identique à celle atteinte lors d'une accélération. Ce dernier résultat, bien que non-significatif laissa cependant voir que la position finale du bras lors des essais accélérés avait tendance à être supérieure à celle atteinte lors d'un essai contrôle. De plus, comme les différences de positions retrouvées entre un essai perturbé et un essai contrôle étaient beaucoup plus grandes à la fin de la perturbation qu'à la fin de l'essai (Figure 3 et Tableau 13 de l'annexe A), on peut proposer que des corrections ont pris place lors des essais accélérés de façon à ramener le bras vers une position finale spécifique.

Les résultats obtenus pour le déplacement de l'avant-bras laissèrent voir une différence significative entre les trois types d'essais,  $F(2,4)=28.17$ ,  $p < .01$ . Les résultats moyens furent aussi comparés en utilisant la technique de Newman-Keuls ( $p < .01$ ). Les résultats de cette comparaison (Tableau 12) laissèrent voir que, suite au freinage du déplacement du bras, la position finale de l'avant-bras était significativement supérieure à celle atteinte lors des essais contrôle et accéléré; la position finale atteinte lors d'un essai contrôle fut, par

ailleurs, trouvée statistiquement identique à celle atteinte lors d'une accélération. Cependant, pour chaque sujet, les résultats laissèrent voir que la position finale atteinte par l'avant-bras lors d'un essai accéléré avait tendance à être inférieure à celle atteinte lors d'un essai contrôle. Il semble donc y avoir des corrections puisque l'écart entre les deux courbes moyennes, accélérée et contrôle, diminuait avec le temps (Figure 4 et Tableau 13).

La Figure 5 laisse voir les courbes de déplacement de la main pour chaque type d'essais. Les résultats de l'analyse de variance laissèrent voir un effet significatif du type d'essais,  $F(2,4)=22.87$ ,  $p < .01$ . La comparaison des moyennes (Tableau 12) laissa voir que la position finale atteinte par la main lors d'une décélération était significativement inférieure à celle atteinte lors des essais contrôle et accéléré; la position finale atteinte lors d'un essai contrôle fut, par ailleurs, trouvée statistiquement identique à celle atteinte lors d'une accélération. Encore une fois, les résultats obtenus pour chaque sujet laissèrent cependant voir que la position finale de la main lors des essais accélérés avait tendance à être inférieure à celle atteinte lors d'un essai contrôle. Il semblait donc, comme ce fut le cas pour les deux segments précédents, tout de même y avoir des corrections puisque l'écart entre les deux types de courbe, perturbée et contrôle, diminuait avec le temps (Figure 5 et Tableau 13).

Les résultats présentés dans cette section laissent clairement voir que, suite à une perturbation, des corrections prenaient place à chacun



des segments impliqués dans le mouvement. Ces réponses compensatoires permettaient donc de corriger l'erreur directement engendrée par la perturbation, mais aussi les erreurs découlant de l'impact de la perturbation sur les déplacements de l'avant-bras et de la main. De plus, autant les déplacements de chacun des segments impliqués sont reliés les uns aux autres après une perturbation, autant le patron de correction de chacun de ces segments semble l'être aussi. Comme il a été vu précédemment, il en résulte que, même si les courbes de déplacement de chaque segment sont différentes pour un essai perturbé et un essai contrôle, la précision spatiale atteinte est la même.

Ces résultats procurent donc un bon support à une théorie voulant que la planification et l'exécution d'une réponse motrice complexe se fassent globalement. Il y aurait donc, lors d'un geste complexe, une intégration du déplacement de chacun des segments impliqués plutôt qu'une superposition de plusieurs actions discrètes et indépendantes l'une de l'autre. Pour la tâche expérimentale utilisée dans ce mémoire, cette complémentarité des déplacements de chaque segment prit une forme bien précise. Ainsi, les différences entre le déplacement individuel de chaque segment (avant-bras et main) étaient compensatoires et ce, autant lors des essais perturbés que des essais contrôles. A un déplacement trop court de l'avant-bras correspondait un déplacement plus grand de la main. De même, à un déplacement trop grand de l'avant-bras correspondait un déplacement plus court de la main. A cet effet, la corrélation calculée pour les paires de données: différences perturbés-

contrôles à l'avant-bras et différences perturbés-contrôles à la main atteignit,  $r = -0.94$  (Tableau 14 de l'annexe A). Ce résultat, et le fait que les courbes de déplacement et de vitesse de la main laissèrent voir plusieurs changements mineurs en fin de mouvement, supportent l'idée voulant que les sujets aient corrigé une erreur dans le déplacement de l'avant-bras par un ajustement du déplacement de la main ou vice-versa.

#### Localisation temporelle des réponses compensatoires

L'analyse du mouvement lors de l'application d'une perturbation serait incomplète si la localisation temporelle des réponses compensatoires demeurerait inconnue. Le but de cette section est donc de déterminer à quel moment les réponses compensatoires à la perturbation prirent place: pendant l'application de cette perturbation ou seulement après le retrait de celle-ci. Les analyses qui suivent ont pour objet de situer temporellement ces corrections et ce, pour chacun des segments impliqués.

Dans un premier temps on peut postuler que, si les sujets n'avaient pas réagi efficacement avant la fin de la décélération, la courbe de déplacement du bras aurait pris la forme d'un plateau et ce, pour toute la durée d'application de la perturbation (180 ms). Ce plateau indiquerait un arrêt complet du mouvement du bras durant cette période. La Figure 3 laisse voir que c'est ce qui semble s'être produit. La comparaison de cette portion de courbe freinée au plateau théorique postulée fut effectuée indépendamment pour chaque sujet. Chaque segment de courbe

fut comparé à l'aide d'un quotient de variance appliqué sur le vecteur des différences entre les deux courbes. Chacun des tests laissa voir une différence significative (sujet D:  $F(2,33)=40.5$ ; sujet S:  $F(2,33)=75.7$ ; sujet G:  $F(2,33)=42.6$ ,  $p<.01$ ). Les sujets semblaient donc débiter les corrections du mouvement avant même le retrait de la perturbation. Les courbes illustrées à la Figure 3 laissent cependant voir que ces corrections semblaient survenir peu avant la fin de la perturbation (en moyenne 20 ms), soit à l'endroit où le déplacement recommence à augmenter.

L'évaluation du moment d'arrivée des corrections au niveau du bras lors d'un essai accéléré doit être réalisée d'une façon différente puisque la courbe globale de déplacement du bras lors d'une accélération n'était pas égale à la somme du déplacement lors d'un essai libre et de la quantité de mouvement transmise au bras par cette accélération. Tel est le cas puisque l'inertie du membre de même que les propriétés visco-élastiques des tissus musculaires opposent une résistance à la perturbation qui est à la fois non-négligeable et difficilement évaluable. La Figure 6 laisse cependant voir que pour deux sujets (D et S) la vitesse du bras atteignait une valeur maximale 50 ms avant la fin de la perturbation (Tableau 15 de l'annexe A). Ces deux sujets semblaient donc commencer à corriger leur mouvement avant le retrait de la perturbation. Le maximum-vitesse du troisième sujet (G) survenait en même temps que

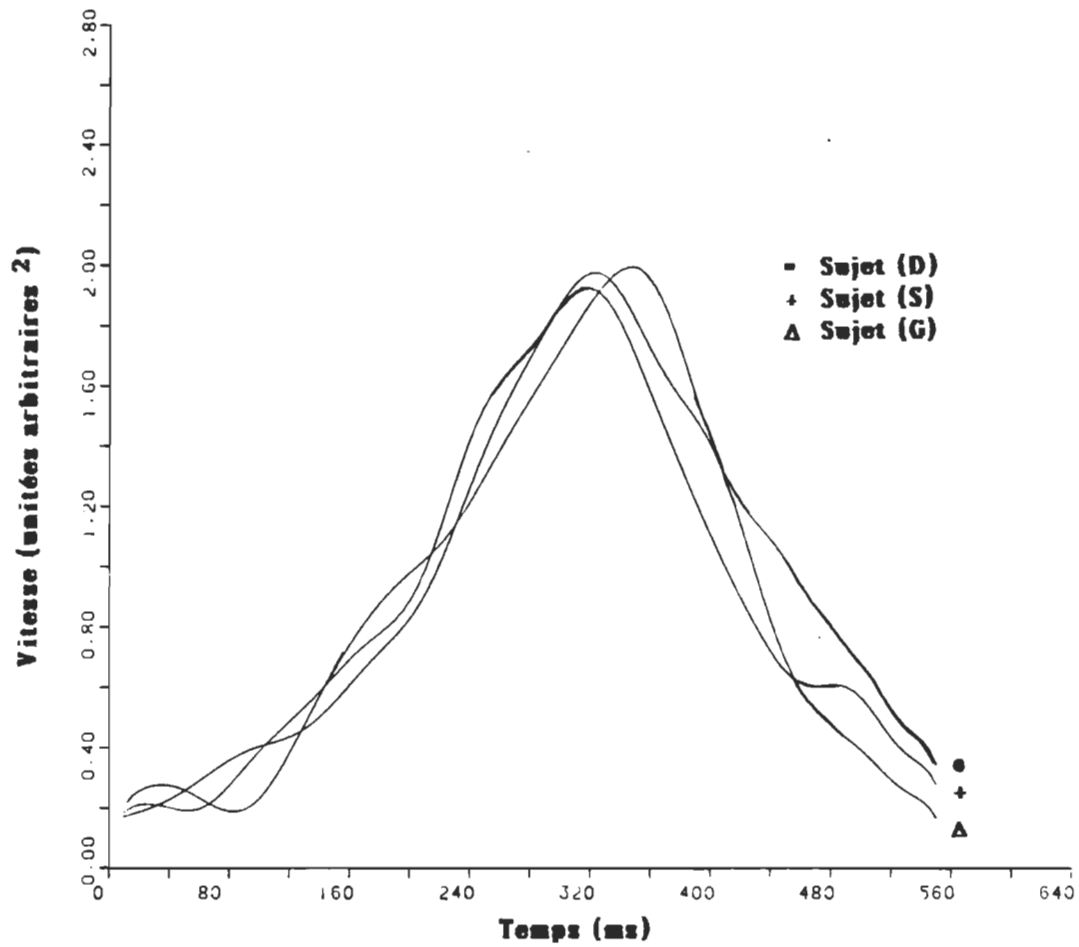


Figure 6. Vitesse typique du bras pour les trois sujets lors d'un essai accéléré.

le retrait de la perturbation (Tableau 15). Ceci laisse donc supposer que ce sujet commençait à corriger efficacement seulement après le retrait de la perturbation. Ce troisième sujet est cependant celui pour qui l'introduction d'une accélération modifia le moins le mouvement du bras (le maximum-vitesse d'un essai perturbé ressemblait le plus au maximum-vitesse d'un essai contrôle). La correction à effectuer était donc moins importante pour ce sujet, ce qui peut expliquer pourquoi les corrections ne prirent place qu'après le retrait des perturbations. Pour chacun des types de perturbation, les corrections du déplacement du bras semblaient donc débuter avant la fin de la perturbation. Les résultats obtenus pour la troisième partie de courbe de déplacement du bras furent soumis à une analyse de la variance. Les résultats de cette analyse laissèrent voir que le déplacement d'un essai décéléré était significativement différent de celui d'un essai contrôle,  $F(1,2)=124.29$ ,  $p < .01$  (Tableau 2). De plus, le déplacement d'un essai accéléré fut trouvé tout juste statistiquement identique au déplacement d'un essai contrôle,  $F(1,2)=26.91$ ,  $p = .03$  (Tableau 3). Pour ces essais, les courbes de déplacement du bras laissèrent cependant voir un déplacement plus important lors d'une accélération et ce, pour chaque sujet. Les corrections amorcées pendant l'application de la perturbation (accélération ou décélération) se poursuivaient donc après le retrait de celle-ci. A cet effet, la troisième partie de courbe de déplacement laisse voir que ces corrections prenaient la forme: (a) d'une ré-accélération du bras suite à l'application d'une décélération (Figure 3) ou

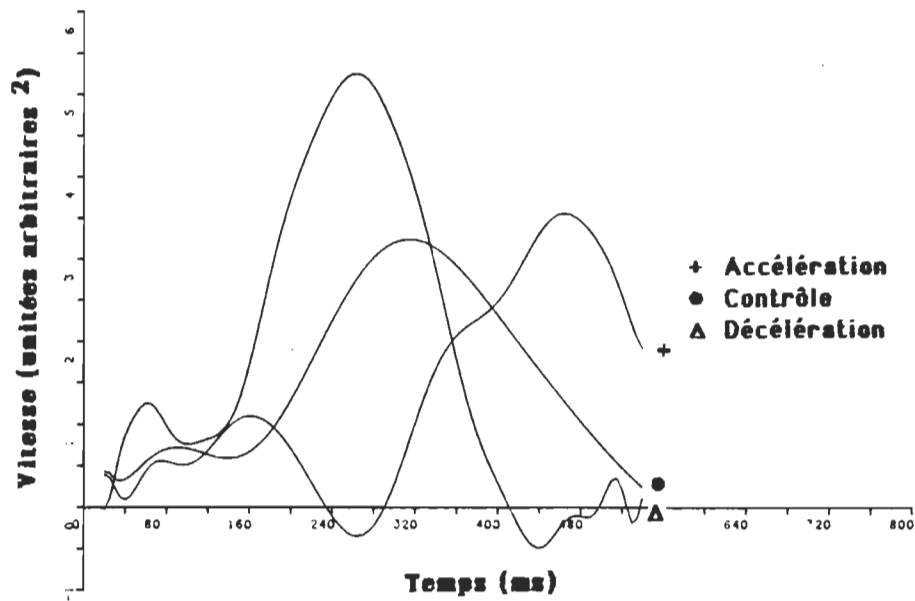
(b) d'un ralentissement du déplacement du bras suite à l'application d'une accélération (Figure 3).

Lors d'un frein, le maximum-vitesse atteint par le bras survenait sensiblement au même moment que lors d'un essai contrôle, soit après le retrait de la perturbation (Tableau 15). Le maximum-vitesse atteint pour un essai décéléré s'élevait cependant à près du double de celui observé pour un essai contrôle. Ceci permettait au bras d'atteindre la position finale désirée avant l'expiration du délai alloué pour compléter le mouvement (Tableau 11). Lors d'une accélération du bras, le maximum-vitesse survenait en moyenne 130 ms avant celui d'un essai contrôle et lui était supérieur d'environ 30% (Tableau 15). La fin du mouvement était complétée par une décélération rapide du mouvement du bras de façon à rencontrer la position finale désirée (Tableau 11 et Figure 3).

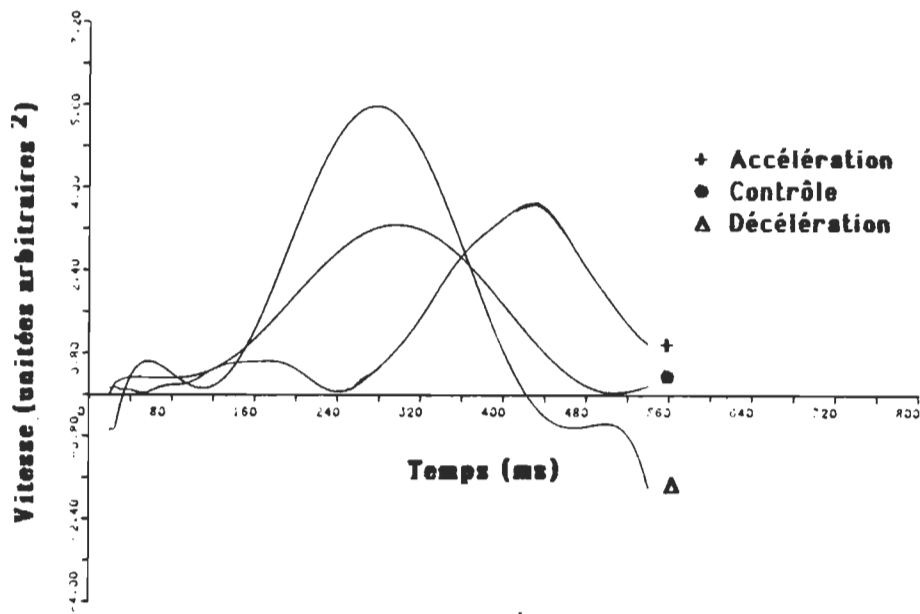
La correction d'un mouvement perturbé se faisait aussi par une modification du déplacement de l'avant-bras, de façon à atteindre la cible avec la plus grande précision. La localisation temporelle de ces corrections devaient donc, elle aussi, être située. Les corrections du déplacement de l'avant-bras suite à un frein du bras prenaient place avant le retrait de la perturbation. En effet, le maximum-vitesse de l'avant-bras était atteint en moyenne 35 ms avant la fin de l'application de la perturbation pour ensuite décroître lentement (Tableau 15). La diminution de vitesse la plus accentuée se situait cependant après le retrait de la perturbation. Pour ce qui est des corrections suite à une

accélération du bras, le minimum-vitesse atteint par l'avant-bras se situait en moyenne à 250 ms du début du mouvement (Figure 7). La vitesse croissait par la suite et atteignait un maximum peu après la fin de la perturbation (Tableau 15). Ce maximum-vitesse, bien que plus important que celui atteint lors d'un essai contrôle, ne permettait cependant pas à l'avant-bras d'atteindre une position finale équivalente à celle d'un essai contrôle (Tableau 11). Il est donc possible d'affirmer que des corrections effectives prenaient place à l'avant-bras avant même le retrait de la perturbation. Elles se poursuivaient cependant après le retrait de celle-ci. Afin de quantifier cette affirmation, les résultats obtenus pour la troisième partie de courbe de déplacement de l'avant-bras pour les essais perturbés et contrôles furent soumis à une analyse de la variance. Les résultats de cette analyse laissèrent voir que le déplacement d'un essai décéléré était significativement différent de celui d'un essai contrôle,  $F(1,2)=355.35$ ,  $p < .01$  (Tableau 4); il en était de même pour le déplacement d'un essai accéléré,  $F(1,2)=244.66$ ,  $p < .01$  (Tableau 5). En définitive, une décélération de l'avant-bras causée par l'accélération artificielle du bras était corrigée par une ré-accélération de l'avant-bras. D'autre part, une accélération de l'avant-bras causée par la décélération artificielle du bras était corrigée par une décélération plus importante du déplacement de l'avant-bras.

La localisation temporelle des corrections du mouvement de la main fut effectuée en analysant les deux dernières parties des courbes de vitesse de ce segment. Ainsi, lors de l'application d'un frein au bras, le



Sujet (D)



Sujet (S)

Figure 7. Vitesse typique de l'avant-bras pour deux sujets lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale.



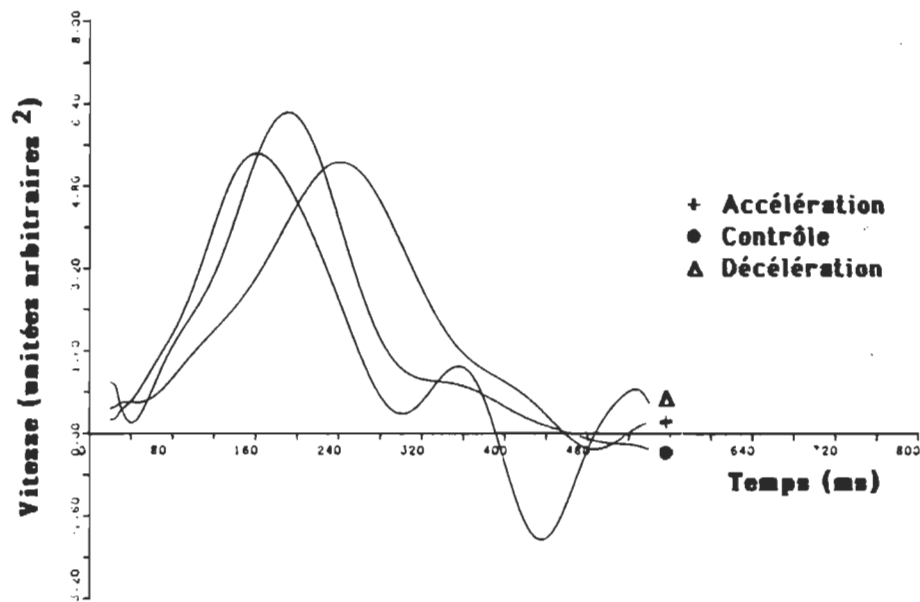
maximum-vitesse de la main fut atteint au même moment que lors d'un essai contrôle, soit presque au moment d'arrivée de la perturbation. Ce maximum-vitesse était approximativement de même grandeur que pour un essai contrôle (Tableau 15). La décélération de la main qui découlait de l'application d'une perturbation était ensuite corrigée, du moins en partie, et un second maximum-vitesse était atteint en moyenne 110 ms après le début de la perturbation. D'autre part, lors d'une accélération du bras, le maximum-vitesse de la main était atteint en moyenne 30 ms après l'arrivée de la perturbation et était d'amplitude équivalente à celle d'un essai contrôle (Tableau 15). Il y avait ensuite décélération avant le retrait de la perturbation ce qui est associé à une réponse compensatoire. Certaines corrections survenaient donc à la main pendant la durée d'application de la perturbation. Qu'en était-il suite au retrait de la perturbation?

Pour répondre à la question précédente, les résultats obtenus pour la troisième partie de courbe de déplacement de la main furent soumis à une analyse de la variance comparant les essais contrôles aux essais perturbés. Les résultats de cette analyse laissèrent voir que les déplacements de la main suite au retrait d'une perturbation étaient statistiquement identiques au déplacement d'un essai contrôle, soit: (a) pour l'essai décéléré,  $F(1,2)=15.01$ ,  $p=.06$  (Tableau 6) et (b) pour l'essai accéléré,  $F(1,2)=3.23$ ,  $p=.21$  (Tableau 7). Cependant, les courbes de déplacement de la main laissent voir un déplacement plus important lors d'une accélération et un déplacement moins important lors d'une

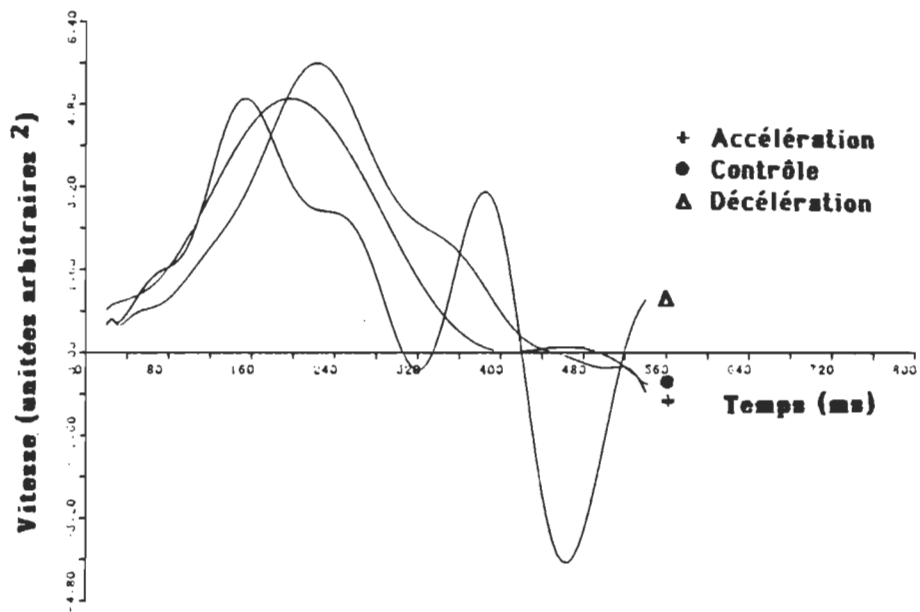
décélération. Il en était ainsi pour chacun des trois sujets. Il semble donc que les corrections amorcées pendant l'application de la perturbation se poursuivaient après le retrait de celle-ci. Ainsi, une décélération de la main causée par la décélération artificielle du bras était corrigée par une ré-accélération de celle-ci. D'autre part, une accélération de la main causée par l'accélération artificielle du bras était corrigée par une décélération plus importante du déplacement de celle-ci. Finalement, comme on peut le remarquer aux Figures 5 et 8, les derniers segments des courbes de déplacement et de vitesse de la main laissent voir, lors de l'application d'une perturbation, diverses fluctuations propres à chaque sujet. Ces fluctuations laissent supposer la présence de légers ajustements post-perturbations qui permettaient possiblement d'augmenter le niveau de précision à la cible.

#### Analyse des deux types d'essais contrôles

Le but de cette section est de vérifier expérimentalement la véracité de la troisième hypothèse de ce mémoire. Spécifiquement, le déroulement d'une réponse motrice pourrait être différent si le sujet est confronté à des situations différentes. Ainsi, un mouvement aurait certaines caractéristiques propres lorsque des perturbations étaient susceptibles d'être introduites occasionnellement. Ce même mouvement posséderait des caractéristiques différentes si tous les essais d'une session expérimentale se déroulaient sans perturbation. Deux types d'essais contrôles furent donc comparés. Le premier type comprenait les essais contrôles qui précédaient immédiatement une perturbation (p-1).



Sujet (D)



Sujet(S)

Figure 8. Vitesse typique de la main pour deux sujets lors d'essais accélérés, décélérés et contrôles. Ces essais furent tirés de la même session expérimentale.

Le second type d'essais contrôle était composé d'essais réalisés par un second groupe de sujets. Ces sujets ne furent jamais confrontés à un essai perturbé. Les différents essais de ce groupe furent recueillis aléatoirement au rythme d'un essai par bloc de vingt essais. Les différences potentielles entre un essai contrôle tiré d'un bloc expérimental et un essai contrôle tiré d'un groupe contrôle pourraient prendre trois formes différentes. La précision spatiale ou temporelle pourrait être différente; les patrons de déplacement et de vitesse pourraient varier pour chaque groupe; finalement, la variabilité des essais pourrait être différente dans les deux cas. Chacune de ces possibilités fut vérifiée séparément.

Les résultats de précision spatiale (sur X et sur Y) et de précision temporelle sont consignés aux Tableaux 16 et 17 de l'annexe A; ils furent soumis à un test  $t(1,4)$  sur deux moyennes indépendantes. Les résultats de cette analyse ne laissèrent voir aucune différence significative entre le groupe contrôle et le groupe expérimental pour l'erreur absolue, l'erreur constante, l'erreur variable et l'EQM ( $p > .01$ ). Les essais non-perturbés des sujets du groupe expérimental entraînent donc une précision spatiale et temporelle équivalentes aux sujets du groupe contrôle.

Une seconde analyse porta sur la comparaison des mouvements de chaque segment du membre supérieur pour les deux groupes (Figures 9, 10, 11). Les résultats consignés au Tableau 18 de l'annexe A laissent voir les moments d'arrivée des maximum-vitesses ainsi que la grandeur

de ceux-ci pour chaque sujet des deux groupes. Ces résultats furent aussi soumis à un test  $t$  sur deux moyennes indépendantes. Cette analyse laissa voir une différence significative au niveau du moment d'arrivée du maximum-vitesse atteint par le bras,  $t(1,4) = 45.80$ ,  $p < .01$ . Le mouvement du bras des sujets du groupe expérimental atteignit son maximum-vitesse en moyenne 430 ms après le début du mouvement, soit 180 ms plus tard que les sujets du groupe contrôle. Aucun autre test n'atteignit le niveau de signification requis ( $p > .01$ ). Les sujets du groupe expérimental amorçaient donc leur mouvement plus lentement que les sujets du groupe contrôle. Ceci leur permettait de réaliser une moins grande partie du mouvement avant l'arrivée éventuelle de la perturbation. Si aucune perturbation n'était introduite, le mouvement se déroulait normalement et la précision à la cible était optimale. D'autre part, si une perturbation était appliquée au bras, elle dérangeait moins le mouvement puisque la vitesse du bras était moins importante à ce moment. L'application d'un frein ne diminuait alors que très peu la vitesse du mouvement du bras. Le maximum-vitesse atteint lors d'une accélération était lui aussi moins important. Ainsi, l'impact d'une perturbation était moins grand, ce qui permettait de réaliser plus facilement les corrections nécessaires. Il apparaît donc que l'organisation temporelle prenait une forme différente en fonction de l'insertion possible d'une perturbation.

Le dernier point de comparaison entre le groupe contrôle et le groupe expérimental était lié à la variabilité des mouvements non-perturbés.

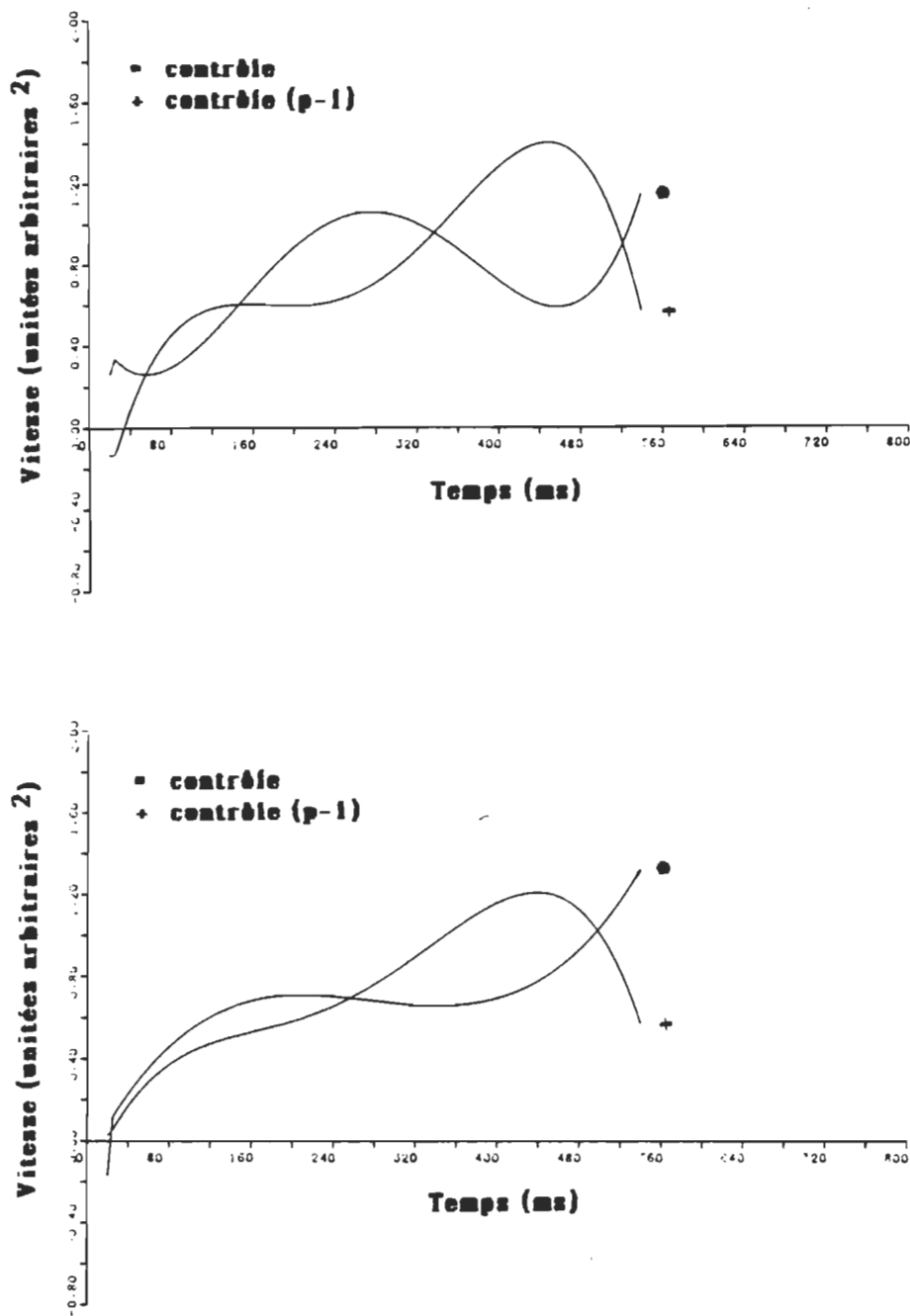


Figure 9. Vitesse typique du bras pour deux sujets du groupe contrôle et deux sujets du groupe expérimental lors d'un essai contrôle (moyenne de 10 essais).

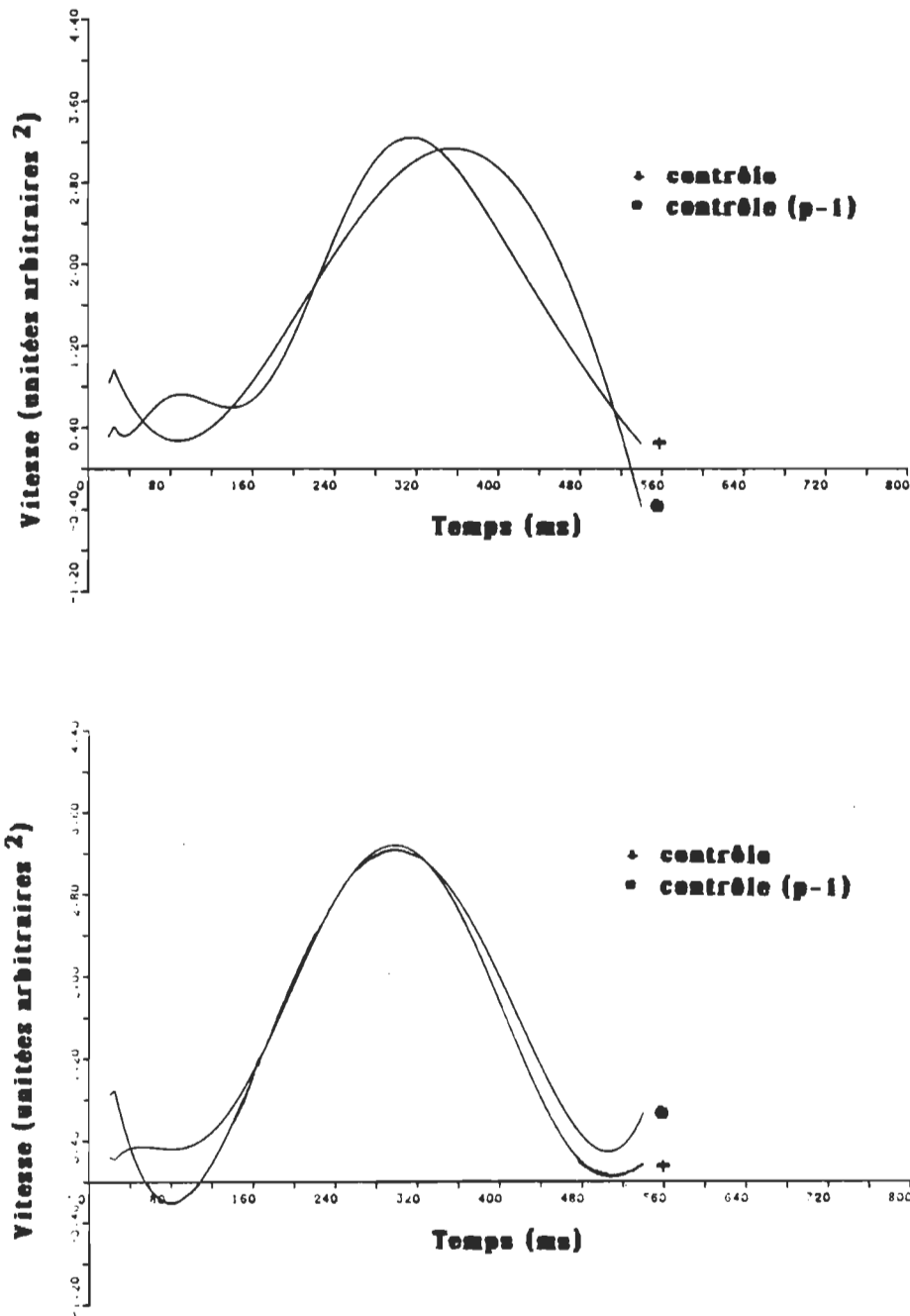


Figure 10. Vitesse typique de l'avant-bras pour deux sujets du groupe contrôle et deux sujets du groupe expérimental lors d'un essai contrôle (moyenne de 10 essais).

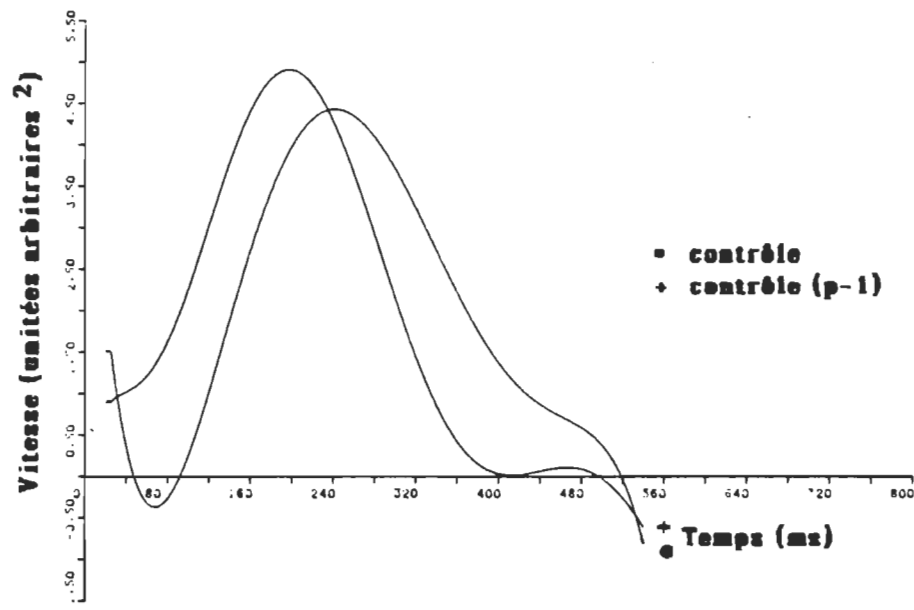
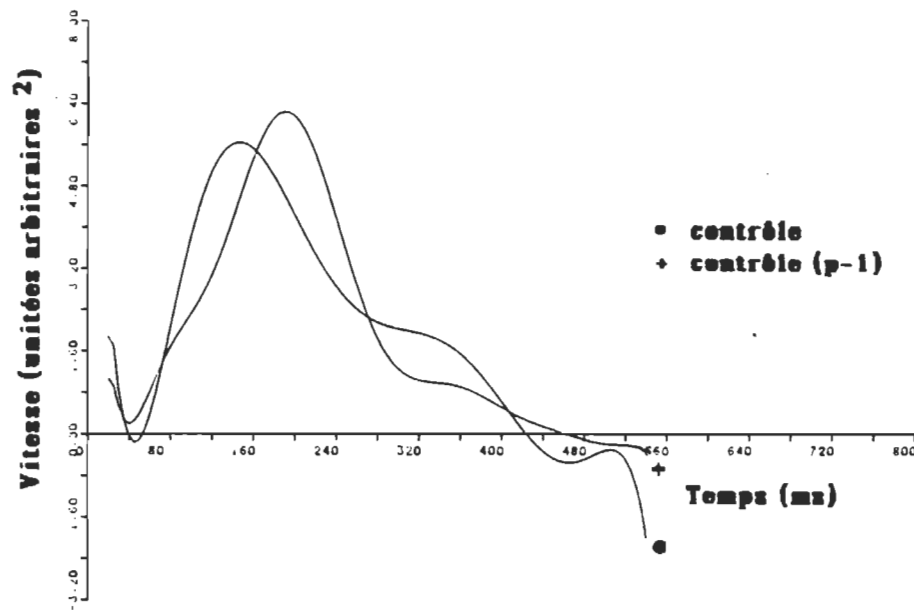


Figure 11. Vitesse typique de la main pour deux sujets du groupe contrôle et deux sujets du groupe expérimental lors d'un essai contrôle (moyenne de 10 essais).



Les Figures 12 à 14 laissent voir la variabilité des courbes de déplacement de chaque segment pour un sujet-type de chaque groupe. Les moyennes des logarithmes de l'écart-type de chaque point de chaque courbe furent comparées grâce à un test  $t$  sur deux moyennes indépendantes (Tableau 19 de l'annexe A). Aucune de ces analyses n'atteignit le seuil de signification requis ( $p > .01$ ). La variabilité des mouvements était donc équivalente pour les deux types d'essais contrôlés.

Les réponses des sujets des deux groupes ne semblent différer que par le déplacement du bras. Cette différence permettait aux sujets des deux groupes d'atteindre une précision optimale, et ce, peu importe les conditions auxquelles ils étaient confrontés. En définitive, ces analyses laissèrent donc voir que seule l'organisation temporelle du mouvement était modifiée par l'inclusion possible d'une perturbation. Toutefois, comme ni la variabilité ni la précision du déplacement ne furent affectées, il est possible de proposer que cette ré-organisation n'est pas difficile à effectuer.

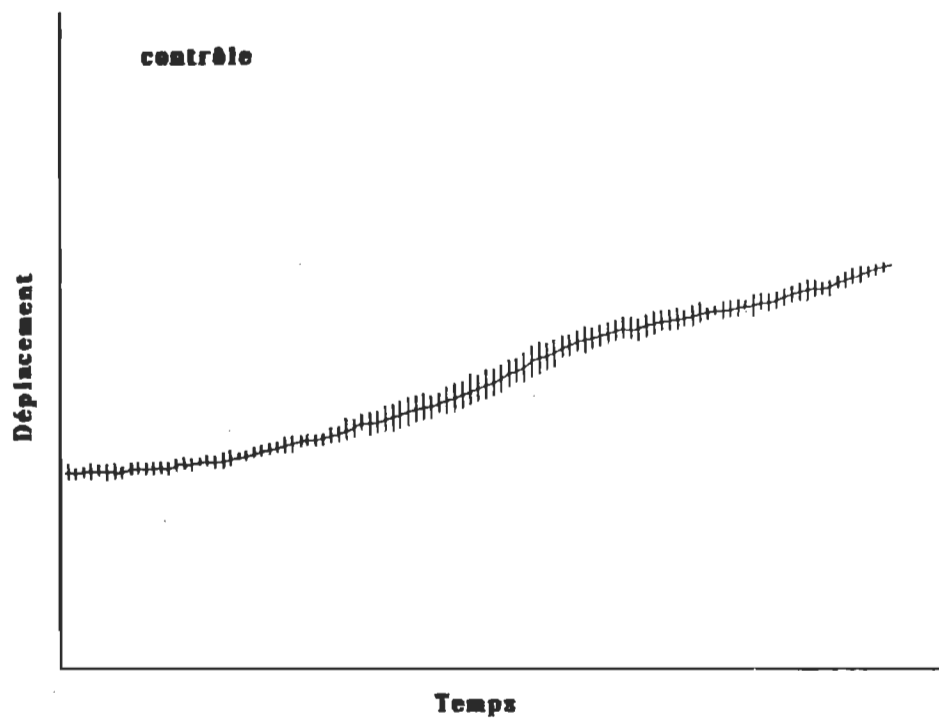
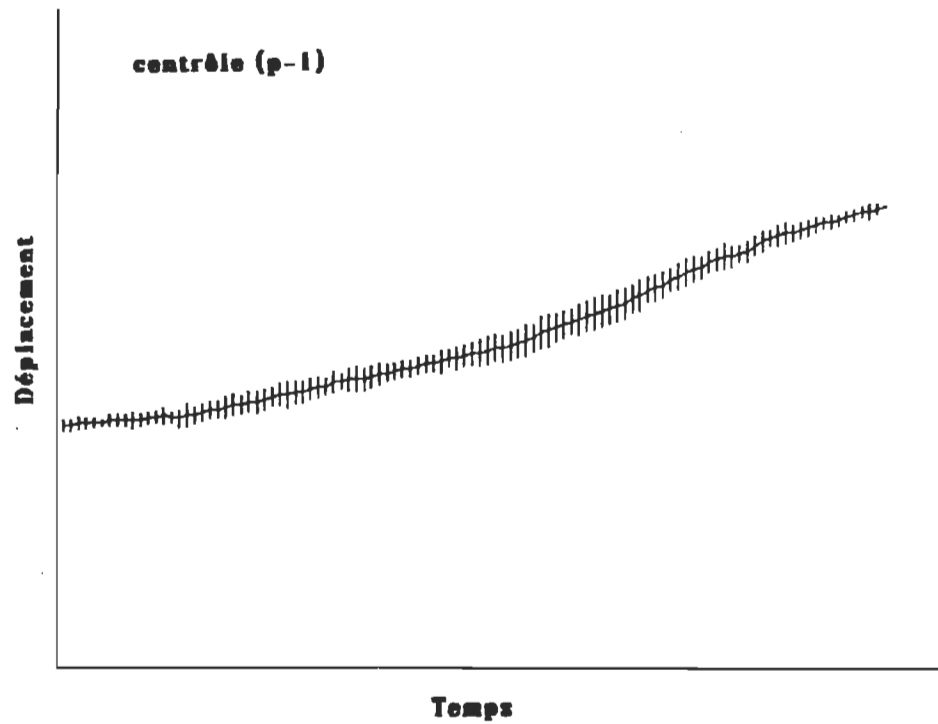


Figure 12. Variabilité d'un déplacement typique du bras pour un essai contrôle tiré d'une session expérimentale (p-1) et un essai contrôle tiré d'une session contrôle (10 essais).

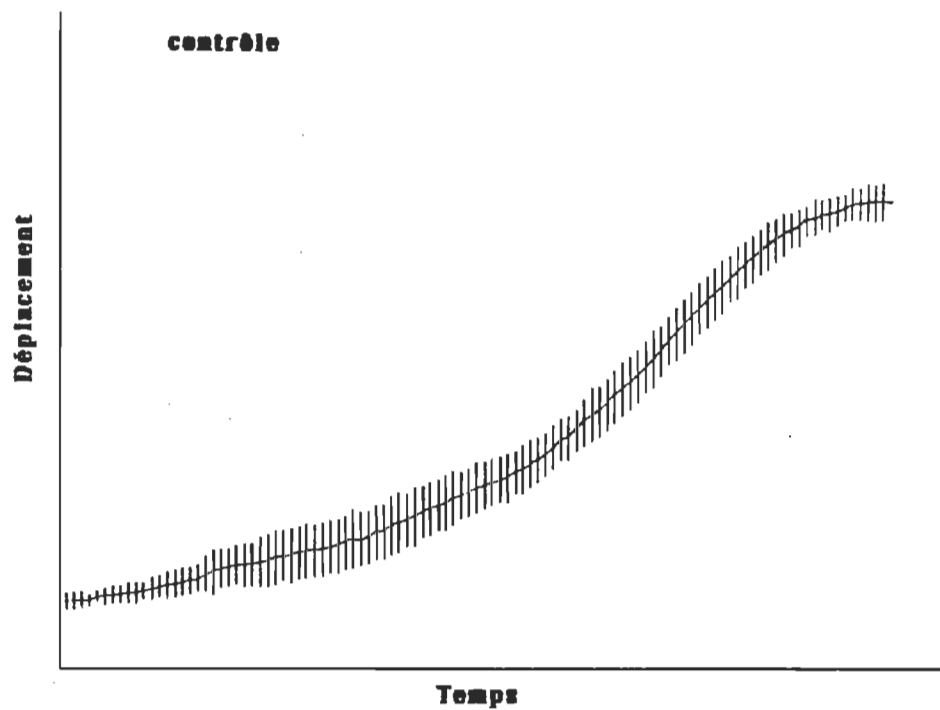
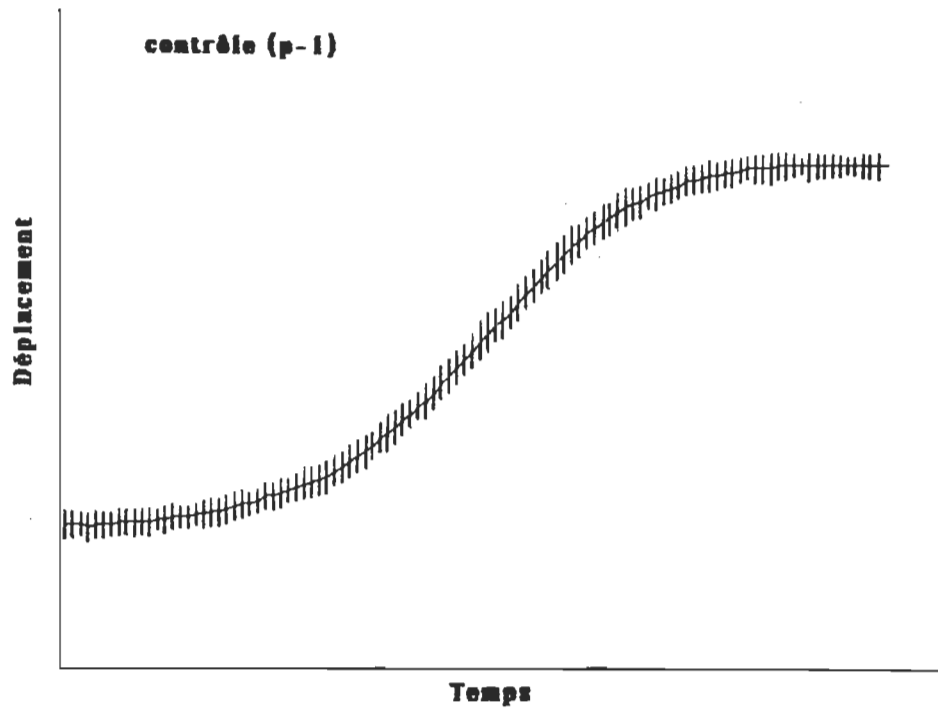


Figure 13. Variabilité d'un déplacement typique de l'avant-bras pour un essai contrôle tiré d'une session expérimentale (p-1) et un essai contrôle tiré d'un session contrôle (10 essais).

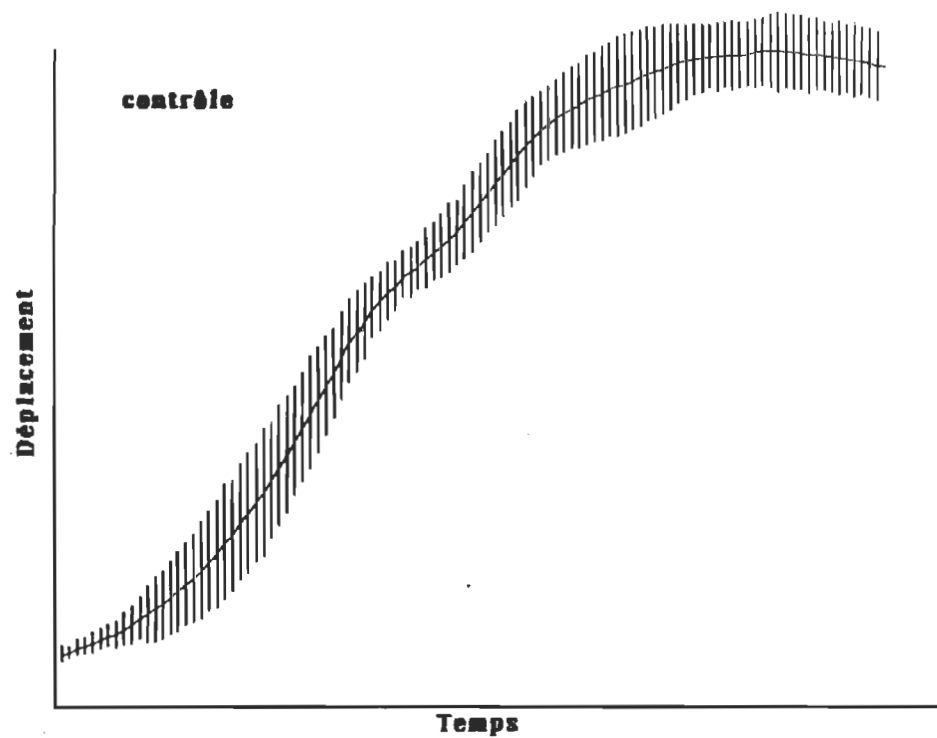
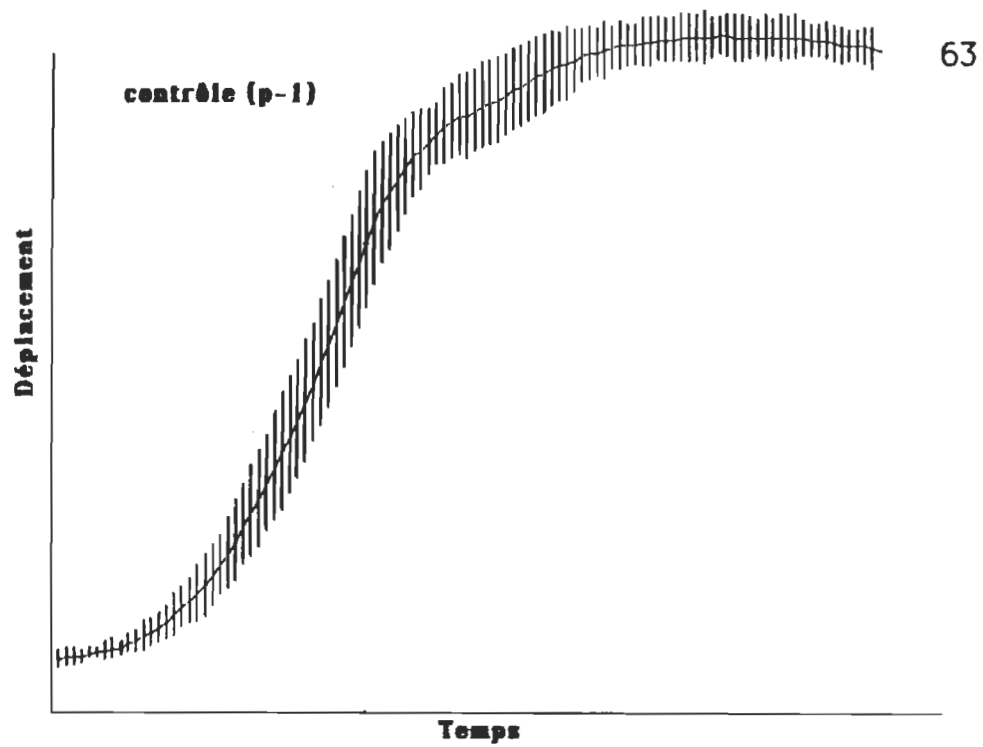


Figure 14. Variabilité d'un déplacement typique de la main pour un essai contrôle tiré d'une session expérimentale (p-1) et un essai contrôle tiré d'une session contrôle (10 essais).

## Chapitre IV

## Discussion

Depuis une quarantaine d'années de nombreux chercheurs ont orienté leurs travaux de façon à permettre la compréhension des processus sous-tendant la production de réponses motrices complexes. Certaines études préliminaires présentées au premier chapitre permirent de faire progresser les connaissances sur le contrôle moteur (Adams, 1971; Keele, 1968; Schmidt, 1975).

Un problème majeur persistait cependant. Est-ce que chaque mouvement complexe (impliquant la mise en jeu de plusieurs degrés de liberté) est contrôlé comme un tout ou est-ce que chacun des éléments constitutifs est contrôlé séparément? Il semble peu probable que l'action de chaque muscle, de chaque articulation soit contrôlée séparément lors de la production de gestes complexes, tel jouer du piano. Deux modèles semblent présentement retenir l'attention de la majorité des chercheurs, soit le modèle masse-ressort (voir Kelso, Holt, Rubin & Kugler, 1981 pour une revue) et le modèle des structures coordinatives ou des synergies motrices (voir Lee, 1984 pour une revue). Bien que ces modèles soient encore incomplets, ils ont l'avantage de permettre l'explication d'une grande partie des résultats obtenus jusqu'à présent tout en ne posant pas comme condition a priori l'existence d'un processus central de traitement à capacité illimitée.

Chacune de ces deux théories possède un certain nombre de caractéristiques qui lui sont propres. Ainsi, le modèle masse-ressort est basé sur les travaux de Bernstein (1967) et implique que chaque segment utilisé lors de la réalisation d'un mouvement à plusieurs degrés de liberté possède les caractéristiques d'un modèle couramment utilisé en physique ondulatoire: le système masse-ressort. La principale caractéristique d'un tel système est l'atteinte invariable d'un point d'équilibre précis lorsque le système revient au repos, et ce, peu importe la forme de déplacement. Appliqué au corps humain, ce système prévoit l'atteinte de la cible déterminée par le membre en mouvement, et ce, malgré une perturbation vive et imprévisible, une déafférentation fonctionnelle ou une position de départ non-spécifiée (Kelso & Holt, 1980). Ainsi, chaque segment impliqué dans le mouvement se comporterait comme un ressort non-linéaire (Kelso, Holt, Rubin & Kugler, 1981) et atteindrait toujours le point déterminé par les spécifications du système. Certains chercheurs proposèrent que la position finale à atteindre était précisée grâce à la spécification du ratio longueur-tension des muscles agonistes et antagonistes lors de l'impact sur la cible (Bizzi, Dev, Morasso & Polit, 1978; Polit & Bizzi, 1978). Les changements cinématiques observés dans le mouvement tel la vitesse, l'accélération et la périodicité seraient produits en ajustant les différents paramètres dynamiques du système comme la rigidité du ressort et la viscosité de l'environnement.

D'autre part, le modèle des structures coordinatives est basé sur les travaux de Sherrington (1947). Les termes synergies motrices ainsi qu'équivalents moteurs sont aussi employés pour désigner ce modèle. Lee (1984) définit les synergies motrices comme un groupe de muscles interagissant de façon à produire l'effet escompté. Ces éléments de co-action semblent être les unités de base essentielles à la réalisation de mouvements intentionnels et de gestes dits "primitifs". Ces unités interagissent de façon à rencontrer l'équifinalité du mouvement. Abbs, Gracco et Cole (1984) parlent de complémentarité lorsqu'une erreur engendrée à un segment précis du système impliqué dans le mouvement est corrigée par un ou plusieurs autres segments.

De ces deux modèles, deux caractéristiques principales peuvent être tirées, soit: l'équifinalité du mouvement et l'existence de réponses compensatoires pluri-articulaires. L'équifinalité du mouvement peut être décrite en faisant référence à une réponse motrice simple. Par exemple, la préhension d'un crayon reposant sur une table s'effectuera peu importe le point de départ de la main, peu importe la façon utilisée, même si l'attention n'est pas continuellement portée sur ce mouvement ou si une perturbation vient modifier le mouvement planifié. Le point important demeure la réussite du geste, soit, la prise du crayon. Kelso, Vatikiotis-Bateson, Tuller et Fowler (1984; Abbs, Gracco & Cole, 1984; Kelso & Tuller, 1983; Zimmermann & Kelso, 1983) démontrèrent que, lors de la production d'un son, l'erreur engendrée par une perturbation imprévisible appliquée durant le mouvement était corrigée par divers

ajustements produits par l'appareil phonatoire de façon à ce que le son désiré soit produit correctement. De plus, Abbs, Gracco et Cole (1984) démontrèrent que lors de la production d'un son, les positions de la lèvre inférieure et de la lèvre supérieure covariaient de façon à produire le son désiré en employant des mouvements très différents.

La seconde caractéristique, la présence de corrections pluri-articulaires, sous-entend qu'une erreur prenant place à un élément précis du système impliqué dans le mouvement pourra être corrigée par ce même élément ou encore par un autre élément de ce système. Tel que présenté précédemment, Abbs et al. (1984) obtinrent de tels résultats. Kelso et al. (1984) démontrèrent aussi qu'une perturbation introduite au niveau de la mâchoire lors de la production d'un son précis pouvait être corrigée, du moins en partie, par un mouvement de la lèvre inférieure.

Le but premier de ce mémoire était de quantifier les divers paramètres reliés à ces deux caractéristiques grâce à une méthodologie évitant les problèmes rencontrés dans les études précédentes. Plus spécifiquement, ce mémoire tentait de vérifier les trois hypothèses suivantes.

### Equifinalité et corrections pluri-articulaires

La première hypothèse stipulait que la trajectoire d'un mouvement perturbé pouvait être corrigée et entraîner une réponse aussi précise que celle retrouvée pour les essais non-perturbés. Comme vu précédemment, de tels résultats furent déjà obtenus par certains auteurs (Hugues &



Abbs, 1976; Kelso, Vatikiotis-Bateson, Tuller & Fowler, 1984; Newell & Houk, 1983; Schmidt & McGown, 1980). Cependant, le type de mouvements utilisés dans ces études ne permettait pas de généraliser les résultats obtenus à l'ensemble des gestes produits par l'être humain. Ainsi, les mouvements à un seul degré de liberté ainsi que les mouvements de l'appareil phonatoire ne sont pas représentatifs des mouvements exécutés par les individus. En effet, l'être humain, dans la majorité de ses mouvements, utilise l'un ou plusieurs de ses membres pour réaliser des mouvements complexes. De plus, la précision d'exécution des mouvements de l'appareil phonatoire (son) est difficilement quantifiable. Dans la majorité des études, la précision de la réponse est estimée par des auditeurs qui reconnaissent ou ne reconnaissent pas le son qui leur est présenté. Le mouvement utilisé dans ce mémoire (un déplacement du membre supérieur gauche impliquant l'action coordonnée des trois segments dans l'espace) facilite la prise de mesures discrètes quant à la précision du geste réalisé.

La seconde hypothèse était que les corrections d'un mouvement perturbé prendraient place à l'endroit de la perturbation mais aussi aux autres segments impliqués dans le mouvement. Les principales lacunes des résultats obtenus jusqu'à présent tiennent aussi au fait de l'utilisation des mouvements de l'appareil phonatoire. Les structures composantes de ce système sont déjà hautement organisées étant donné leur utilisation fréquente. L'apprentissage élevé de cette tâche implique probablement une mécanique de fonctionnement différente de celle

utilisée dans d'autres types de mouvements moins bien "appris". En second lieu, puisqu'il est difficile d'évaluer si ces réponses permettent vraiment de corriger le mouvement, il est aussi difficile d'évaluer si ces réponses compensatoires permettent réellement d'atteindre le but visé. D'ailleurs Lee (1984) exprime bien cette lacune dans le manque de statistiques lors des analyses portant sur l'existence possible des synergies neuro-motrices. La tâche motrice utilisée dans ce mémoire permet aussi de pallier à ces inconvénients.

Les résultats obtenus dans ce mémoire grâce au type de mouvement utilisé supportent bien ces deux premières hypothèses. De fait, les résultats de précision spatiale, sur l'axe des X et l'axe des Y (mesurée par l'erreur absolue, l'erreur constante, l'erreur variable et l'EQM) obtenus pour un essai perturbé (accéléré ou décéléré) ne se différencient pas des résultats obtenus pour un essai contrôle (p-1). Les essais perturbés et les essais non-perturbés étaient donc d'une précision équivalente. D'autre part, les résultats de précision temporelle laissèrent voir que le délai nécessaire à la réalisation du mouvement variait en fonction du type d'essai. Ainsi, un essai accéléré était réalisé plus rapidement qu'un essai contrôle tandis que le déroulement d'un essai décéléré exigeait plus de temps. Donc les corrections apportées au mouvement ne permettaient pas d'atteindre le même niveau de précision temporelle. Deux explications permettraient d'expliquer ces résultats. Une première explication serait que cette correction incomplète du temps de mouvement était possiblement causée par la brève durée du

mouvement par rapport à l'importance de la durée de la perturbation. La perturbation durait 170 ms et survenait à 180 ms du début du mouvement. Il était donc difficile soit de récupérer le temps perdu lors de l'introduction d'une décélération ou de freiner assez brusquement pour éviter un contact trop rapide avec la cible lors d'une accélération artificielle du bras. Une explication alternative laisserait supposer que les sujets préférèrent peut-être délaier la précision temporelle de façon à augmenter leur précision à la cible. Une telle stratégie aurait pu être adoptée par les sujets puisque ceux-ci recevaient un double renforcement quant à la qualité spatiale de leur geste sous la forme de la vue de l'impact sur la cible et de la connaissance des résultats rendue par l'expérimentateur. Par contre, les sujets recevaient de l'information sur leur temps de mouvement seulement par l'entremise de l'expérimentateur. L'importance accordée par les sujets à chaque type de précision a donc pu être biaisée. Il faut cependant noter que ce manque de précision temporelle ne peut s'expliquer par des délais supplémentaires encourus par l'utilisation d'un système de correction dont les processus exigent un certain temps pour prendre place. Le fait qu'un mouvement accéléré ait requis moins de temps qu'un essai contrôle permet de repousser une telle éventualité.

L'ensemble des résultats obtenus semble donc supporter l'hypothèse d'équifinalité. La caractéristique propre à un système d'atteindre le but visé, et ce, malgré une perturbation peut donc être généralisée aux mouvements impliquant la mise en jeu de plusieurs articulations.

Une seconde série de résultats présentés dans ce mémoire vient soutenir la seconde hypothèse. En effet, bien que la position finale atteinte par chaque segment lors du contact à la cible fut différente de celle observée lors d'un essai contrôle, cette différence s'avérait moins importante qu'au moment du retrait de la perturbation. Ainsi, des corrections prenaient place à chacun des segments du membre supérieur. La seule présence de ces corrections ne permet cependant pas de soutenir l'existence de corrections pluri-articulaires. En effet, bien que la présence des réponses compensatoires ait été notée à chaque segment de bras, il faut noter que la perturbation introduite au bras entraînait aussi une perturbation du déplacement de l'avant-bras et de la main. Les corrections relevées à chaque segment de bras auraient donc pu être des réponses spécifiques au déplacement de chaque segment en particulier. Par contre, même si les positions finales de chaque segment lors de l'impact étaient différentes de celles obtenues pour un essai contrôle, la précision spatiale demeurait la même. Il semble donc que ces réponses compensatoires auraient permis de corriger de façon pluri-articulaire le mouvement perturbé. De plus, puisque le patron de chaque segment était différent entre un essai perturbé et un essai contrôle et que la précision obtenue était équivalente, il est possible que le déplacement de chaque segment soit lié au mouvement des autres segments impliqués dans le mouvement.

Ces résultats vont donc dans la direction de ceux obtenus précédemment grâce à l'analyse des mouvements de l'appareil phonatoire

(Abbs, Gracco & Cole, 1984; Kelso & Tuller, 1983; Zimmermann & Kelso, 1983) ou à l'analyse de la posture (Nashner, 1980; Cordo & Nashner, 1982; Nashner & Cordo, 1981). Le point important est que pour l'une des premières fois, l'impact des réponses compensatoires fut quantifié, soutenant ainsi l'idée que ces corrections permettent réellement l'atteinte d'un niveau de précision équivalent lors d'un essai contrôle, et ce, malgré la présence d'une perturbation. Le mouvement serait donc contrôlé comme un tout plutôt que comme l'ensemble de plusieurs éléments indépendants.

#### Modèle masse-ressort ou structures coordinatives?

Les résultats obtenus dans cette étude procurent donc un support substantiel pour l'opérationnalisation d'équivalents moteurs, tels que décrits par Hugues et Abbs (1976). Ces équivalents moteurs permettraient le contrôle de segments individuels comme étant coordonnés vers l'atteinte d'un but commun. Ce but serait l'atteinte de la cible visée avec précision. D'un certain point de vue, ces résultats nous éclairent sur la nature de la coordination entre les différents segments et fournissent divers indices pour la compréhension des mécanismes de contrôle sous-tendant les mouvements réalisés par l'être humain. Les patrons de coordination entre les divers segments observés dans la présente étude permettent de soutenir un des deux modèles présentés précédemment au détriment de l'autre.

Bien que le modèle masse-ressort et le modèle des structures coordinatives laissent prédire tous les deux l'équifinalité du mouvement et l'existence de corrections pluri-articulaires, certaines caractéristiques propres à chaque modèle permettent de les différencier. Ainsi, un modèle masse-ressort pur prédit l'équifinalité du mouvement en soulignant que suite à une perturbation, les différents segments impliqués dans le mouvement retrouveront leur patron de déplacement initial après la perturbation (Kelso, Holt, Rubin & Kugler, 1981). De ce fait, la position de chaque segment lors de l'impact sur la cible aurait toujours dû être la même, à quelques mm près. Le patron final de positionnement d'un essai perturbé lors de l'impact à la cible serait donc semblable au patron relevé lors d'un essai contrôle. Les résultats obtenus laissèrent voir que tel n'était pas le cas. Les réponses compensatoires propres à chaque segment ne permettaient pas de retrouver cette position "préférée". Seule la position du bras semblait se rapprocher d'une position stable que ce soit pour les essais contrôles ou les essais perturbés. Les positions de l'avant-bras et de la main, au contraire, variaient de façon importante d'un essai à l'autre. Une seconde caractéristique du modèle laisse supposer que les variables cinématiques du mouvement (accélération, vitesse, maximum-vitesse, amplitude de mouvement) seraient constantes. En effet, après apprentissage, les paramètres de rigidité et de viscosité devraient être constants. Kelso et Holt affirment lorsqu'ils parlent de ces paramètres, "... in a learned motor activity, the central nervous system would maintain these parameters constant from trial to trial" (p. 1188). Dans

la présente étude, les résultats obtenus vont à l'encontre de cette affirmation puisque le temps de mouvement, les courbes de vitesse et les courbes de déplacement varient beaucoup d'un essai à l'autre pour un même sujet.

Plusieurs processus différents furent jusqu'à présent proposés pour expliquer la nature des réponses compensatoires à une perturbation extérieure. Cependant, plusieurs de celles-ci ne permettent pas d'expliquer les résultats obtenus dans ce mémoire ou encore ne permettent qu'une explication partielle de ceux-ci. Ainsi, l'utilisation d'un système exclusivement basé sur le feedback visuel peut difficilement être envisagé puisque certains tracés de vitesse laissèrent voir que des corrections prenaient place moins de 50 ms après l'arrivée de la perturbation. L'évaluation la moins conservatrice de ces boucles de feedback visuel situait ce délai à près du double de celui observé dans la présente étude (Carlton, 1981). Certaines corrections basées sur le feedback visuel ont tout de même pu prendre place puisque, après le retrait de la perturbation, il restait entre 150 ms (accélération) et 250 ms (décélération) à écouler. Ces délais laissaient le temps nécessaire à ces boucles de feedback de prendre place.

Les résultats obtenus laissèrent aussi voir que des réactions mécaniques prenaient place à l'avant-bras et à la main suite à la perturbation du bras. Il est impossible de réfuter l'existence de ces réactions, mais il semble hautement improbable que ces simples

réactions mécaniques aient pu permettre d'atteindre le niveau de qualité atteint par le mouvement.

Dans un autre ordre d'idées, Bizzi, Chapple et Hogan (1982) proposèrent que la trajectoire était une variable contrôlée activement durant la réalisation du mouvement (Bizzi, Accornero, Chapple & Hogan, 1984; Mussa-Ivaldi, Hogan & Bizzi). Cette proposition fut élaborée suite à l'analyse de leurs résultats et d'autres résultats obtenus précédemment (Kelso & Holt, 1980). Ces résultats laissèrent voir que les segments impliqués dans le mouvement avaient tendance à retourner à une trajectoire préférée. Les résultats obtenus dans la présente étude semblent cependant aller à l'encontre de telles affirmations. En effet, lors d'un essai contrôle, seul le bras semblait suivre une trajectoire peu variable, les résultats obtenus pour les deux autres segments laissèrent voir que la trajectoire parcourue est très variable pour un même sujet. De plus, un tel mode de contrôle ne serait pas économique pour le système puisqu'il serait continuellement activé par des boucles de feedback périphériques amenant l'information pertinente sur le membre en mouvement. De telles informations ne peuvent être utilisées qu'occasionnellement durant le mouvement.

Un quatrième mécanisme de correction possible serait basé sur les activités réflexes des segments impliqués dans le mouvement. Ces boucles réflexes ont l'avantage de se faire très rapidement sans requérir l'attention de l'individu (Schmidt, 1982) et, de plus, certains chercheurs démontrèrent que l'action de ces réflexes était dépendante du but visé



par le mouvement (Duysens & Pearson, 1976; Forssberg, Grillner & Rossignol, 1977; Nashner, 1980). Kelso et Holt (1980) affirment cependant que ce seul mécanisme pourrait difficilement produire les corrections nécessaires à la réalisation d'une tâche exigeant une grande précision, "Movements cannot be direct reflexions of neural events because muscular and non-muscular (reactive) forces must be taken into account" (p. 1194). Ainsi, ils poursuivent et expliquent que seules les boucles réflexes mono-synaptiques (incapables à elles seules de corriger une perturbation importante d'un mouvement complexe) ne seraient pas influencées par l'état d'activation du système nerveux qui varierait continuellement (Evarts, Bizzi, Burke, DeLong & Thach, 1971). Donc, pour que les boucles réflexes pluri-synaptiques servent à la correction totale du mouvement, l'information provenant du système doit être disponible continuellement de façon à moduler adéquatement le système. Il a cependant été conclu plus haut qu'une telle rétroaction était improbable.

Abbs, Gracco et Cole (1984) proposèrent une autre forme de contrôle du mouvement, "... it is posited that motor learning involves feedforward controllers that permit the appropriate, predictive adjustments to be made among the multiple components of a normal compound action" (p. 215). Ce système basé sur le "feedforward" ressemble beaucoup au programme moteur généralisé de Schmidt (1975, 1982). Ainsi, les relations entre les différentes composantes du mouvement seraient planifiées avant le mouvement. Les relations sensori-motrices entre les diverses parties impliquées dans le mouvement pourraient être utilisées

de façon prédictive, en boucle ouverte pour générer des ajustements compensatoires pluri-articulaires et ainsi assurer que les mouvements complexes soient complétés avec précision (Abbs & Cole, 1982). Kelso et al. (1984) s'objectèrent à un tel mode de contrôle, "Viable though feedforward may be, it is nevertheless difficult to envisage how – without the concept of coordinative structure – all the computation could be preestablished in such a way that lips, jaw and tongue (not to mention other possible articulators not observed in these experiments) perform precisely those movements that meet the speaker's objective" (p. 829). Ces auteurs ajoutent que ce problème est amplifié lorsque des exigences inattendues sont introduites et que les diverses attentes doivent être maintenues.

Ces structures coordinatives, basées sur un système de contrôle dynamique, semblent être la solution vers laquelle tendent toutes les explications. La faiblesse majeure de ce modèle réside dans le fait que, malgré l'élaboration des divers caractéristiques propres aux structures coordinatives, les composantes primaires d'un tel mode de contrôle ne sont pas définies. Quelles sont les structures fondamentales d'un tel modèle, quel est le mode de fonctionnement précis? Ces questions sont, le plus souvent évitées par les auteurs. Ce mode de contrôle sous-entend possiblement une contribution des divers systèmes de correction pour la réalisation du mouvement dans sa totalité.

Comparaison de deux types d'essais contrôles

L'analyse des résultats concernant la troisième hypothèse amène des notions complémentaires au fonctionnement du système de contrôle du mouvement. Cette troisième hypothèse portait sur la similarité de deux types d'essais contrôles. Il s'agissait de vérifier si un essai contrôle tiré d'une session expérimentale ( $p-1$ ) était de même nature qu'un essai contrôle tiré d'une session où ne survient aucune perturbation. Certains auteurs laissèrent entendre que ces deux types d'essais pouvaient être différents (Carlton & Carlton; 1984). Trois points pouvaient permettre de révéler ces différences. Les trois premiers, la précision spatiale et temporelle, et la variabilité des essais étaient comparables pour les deux groupes de sujets. Le quatrième point concernait la forme du déplacement de chaque segment du membre impliqué. Les résultats obtenus laissèrent voir que le schème de déplacement du bras lors d'un essai ( $p-1$ ) était différent de celui suivi par le bras lors d'un essai réalisé par le groupe contrôle. Les sujets du groupe expérimental amorçaient leurs mouvements plus lentement que les sujets du groupe contrôle. Une telle stratégie leur permettait d'accomplir une moins grande partie du mouvement avant le moment d'arrivée d'une éventuelle perturbation. A ce point précis, la vitesse du bras était moins grande. Une perturbation aurait donc eu moins d'impact sur le mouvement. Grâce à cette stratégie, le sujet pouvait probablement réussir une performance optimale peu importe le type d'essai réalisé. Un tel état de fait laisse croire que le mécanisme réglissant la coordination des réponses motrices

complexes s'adapterait de façon à produire le plus facilement possible, le mouvement le plus précis possible.

En résumé, ces résultats supportent la théorie des structures coordinatives, particulièrement lorsque les récents travaux sur l'appareil phonatoire et autres activités sont considérés. L'agencement différent des caractéristiques cinématiques du mouvement observé pour le groupe contrôle et le groupe expérimental vont dans la même direction que les résultats obtenus lors de l'étude de l'appareil phonatoire (Kelso et al., 1984) et de la locomotion chez le chat (voir Forssberg, 1982 pour une revue). Dans ce dernier cas, une légère stimulation électrique appliquée à une patte arrière du chat entraîne des réactions différentes, en fonction de la phase de locomotion pendant laquelle la perturbation fut appliquée. Dans une étude sur l'appareil phonatoire, Kelso et al. affirment, "... the cooperative behavior among articulators is sensitive to the phase of motion during which an unexpected perturbation is applied" (p. 823). Hugues et Abbs (1976) obtinrent aussi des résultats semblables en manipulant la vitesse du mouvement lors de la production de sons. L'agencement des réponses compensatoires est donc réalisé en fonction du contexte dans lequel se produit la perturbation.

Dans un autre ordre d'idées, Kelso et al. (1984) remarquèrent, comme d'autres auteurs (Kelso & Tuller, 1983), que ces réponses compensatoires prenaient place remarquablement rapidement lors des premières perturbations et que celles-ci permettaient déjà d'atteindre le niveau de précision requis. Des résultats obtenus récemment (Leroux, note 1) ne

laissèrent voir aucun apprentissage particulier au cours des sessions expérimentales. Il est donc possible de supposer que ces réponses compensatoires prennent place après peu ou pas de pratique.

Le type de mouvement utilisé dans la présente étude possède lui aussi un certain nombre de caractéristiques propres. Ainsi, chaque segment semblait jouer un rôle particulier dans le déroulement du mouvement. Lors d'un essai perturbé, le bras tendait à reprendre la même position que lors d'un essai contrôle. Par contre, les positions prises par l'avant-bras et la main variaient grandement d'un essai à l'autre. Il semble donc possible de postuler que le bras jouait un rôle de transport. Il amenait les deux autres segments dans une position adéquate et ceux-ci se chargeaient d'obtenir le niveau de précision exigé. Hugues et Abbs (1976) tirèrent des conclusions semblables de leur étude sur le mouvement de l'appareil phonatoire. Alors que le déplacement de la mâchoire ne servait que d'ajustement grossier du mouvement, la précision fine serait prise en charge par les déplacements de la lèvre inférieure. Dans le cas présent, la main réalisait probablement les dernières corrections puisque la fin de la courbe de déplacement laissait voir de légères fluctuations reflétant possiblement ces corrections.

L'analyse du mouvement grâce au paradigme de la perturbation semble donc pleine de promesses. Plusieurs caractéristiques furent déjà mises à jour mais de nombreuses avenues restent encore à explorer. A cet effet, il faut noter que la coordination des divers systèmes de correction vers l'atteinte de l'objectif fixé ainsi que le développement de ces

corrections avec l'apprentissage de tâches différentes représentent des points importants à éclaircir pour la compréhension des processus de contrôle du mouvement.

Annexe A

Tableau 1

Subdivision temporelle des trois segments de courbe pour les trois sujets et les deux types de perturbation.

	décélération		accélération	
sujet	début du segment (ms)	fin du segment (ms)	début du segment (ms)	fin du segment (ms)
premier segment				
D	0	160	0	200
S	0	175	0	195
G	0	165	0	180
deuxième segment				
D	165	315	205	395
S	180	345	200	385
G	170	320	185	355
troisième segment				
D	320	550	400	550
S	350	550	390	550
G	325	550	360	550



Tableau 2

Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement du bras à l'épaule lors d'une décélération.

premier segment				
sujet	type d'essais	nombre d'essais	surface (unités arbitraires)	E (1,2)
D	contrôle	10	2775	0.91n.s.
	décélération	7	2755	
S	contrôle	10	3197	
	décélération	9	3240	
G	contrôle	10	2832	
	décélération	10	2868	
deuxième segment				
D	contrôle	10	3389	150.27*
	décélération	7	3146	
S	contrôle	10	3532	
	décélération	9	3347	
G	contrôle	10	3376	
	décélération	10	3139	
troisième segment				
D	contrôle	10	6906	124.29*
	décélération	7	6377	
S	contrôle	10	6148	
	décélération	9	5538	
G	contrôle	10	6617	
	décélération	10	5896	

\*  $p < .01$

Tableau 3

Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement  
du bras à l'épaule lors d'une accélération.

premier segment				
sujet	type d'essais	nombre d'essais	surface (unités arbitraires)	E (1,2)
D	contrôle	10	3608	84.64 <sup>n.s.</sup>
	accélération	10	3551	
S	contrôle	10	3614	
	accélération	8	3541	
G	contrôle	10	2936	
	accélération	8	2851	
deuxième segment				
D	contrôle	10	4659	1.55 <sup>n.s.</sup>
	accélération	10	4975	
S	contrôle	10	4281	
	accélération	8	4608	
G	contrôle	10	4002	
	accélération	8	3894	
troisième segment				
D	contrôle	10	4773	26.91 <sup>n.s.</sup>
	accélération	10	5119	
S	contrôle	10	4874	
	accélération	8	5209	
G	contrôle	10	6031	
	accélération	8	6206	

n.s.  $p > .01$

Tableau 4

Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de l'avant-bras lors d'une décélération.

premier segment				
sujet	type d'essais	nombre d'essais	surface (unités arbitraires)	E (1,2)
D	contrôle	10	1525	0.08 <sup>n.s.</sup>
	décélération	7	1634	
S	contrôle	10	2495	
	décélération	9	2212	
G	contrôle	10	2527	
	décélération	10	2593	
deuxième segment				
D	contrôle	10	2716	116.54*
	décélération	7	4143	
S	contrôle	10	3638	
	décélération	9	4669	
G	contrôle	10	3088	
	décélération	10	4335	
troisième segment				
D	contrôle	10	8552	355.35*
	décélération	7	10680	
S	contrôle	10	8092	
	décélération	9	9885	
G	contrôle	10	7632	
	décélération	10	9723	

\*  $p < .01$

Tableau 5

Comparaison des trois premiers segments de courbe pour un déplacement de l'avant-bras lors d'une accélération.

premier segment				
sujet	type d'essais	nombre d'essais	surface (unités arbitraires)	E (1,2)
D	contrôle	10	2045	0.02 <sup>n.s.</sup>
	accélération	10	2062	
S	contrôle	10	2567	
	accélération	8	2489	
G	contrôle	10	2610	
	accélération	8	2692	
deuxième segment				
D	contrôle	10	4668	17.24 <sup>n.s.</sup>
	accélération	10	2998	
S	contrôle	10	5002	
	accélération	8	3116	
G	contrôle	10	3858	
	accélération	8	3102	
troisième segment				
D	contrôle	10	6014	244.66*
	accélération	10	4659	
S	contrôle	10	6381	
	accélération	8	5296	
G	contrôle	10	7002	
	accélération	8	5789	

\*  $p < .01$

Tableau 6

Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de la main lors d'une décélération.

premier segment				
sujet	type d'essais	nombre d'essais	surface (unités arbitraires)	F (1,2)
D	contrôle	10	1036	0.61n.s.
	décélération	7	1157	
S	contrôle	10	2242	
	décélération	9	2283	
G	contrôle	10	2248	
	décélération	10	2200	
deuxième segment				
D	contrôle	10	4946	4.21n.s.
	décélération	7	4692	
S	contrôle	10	5861	
	décélération	9	5172	
G	contrôle	10	5113	
	décélération	10	4995	
troisième segment				
D	contrôle	10	9927	15.01n.s.
	décélération	7	8020	
S	contrôle	10	9218	
	décélération	9	7487	
G	contrôle	10	9588	
	décélération	10	8880	

n.s.  $p > .01$

Tableau 7

Comparaison des trois segments de courbe pour un déplacement de la main lors d'une accélération.

premier segment				
sujet	type d'essais	nombre d'essais	surface (unités arbitraires)	E (1,2)
D	contrôle	10	1836	141.13*
	accélération	10	1459	
S	contrôle	10	2767	
	accélération	8	2361	
G	contrôle	10	2404	
	accélération	8	1914	
deuxième segment				
D	contrôle	10	7380	14.84n.s.
	accélération	10	6775	
S	contrôle	10	7373	
	accélération	8	7146	
G	contrôle	10	6146	
	accélération	8	5743	
troisième segment				
D	contrôle	10	6543	3.23n.s.
	accélération	10	6842	
S	contrôle	10	7149	
	accélération	8	7696	
G	contrôle	10	8577	
	accélération	8	8559	

\*  $p < .01$

Tableau 8

Comparaisons des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur l'axe des X pour les trois sujets et les trois types d'essais.

Erreur absolue (mm)				
sujet	accélération	essai libre	décélération	$F(2,4)$
D	8.4	4.6	4.4	1.1n.s.
S	3.8	5.5	6.0	
G	12.5	7.9	7.3	
Erreur constante (mm)				
D	-1.6	-2.5	-3.3	1.5n.s.
S	-2.8	-4.3	-4.7	
G	-3.3	-5.6	-1.9	
Erreur variable (mm)				
D	10.6	5.4	5.5	1.1n.s.
S	3.5	5.9	5.7	
G	13.3	8.0	9.1	
Erreur quadratique moyenne (mm)				
D	10.7	6.0	6.4	0.3n.s.
S	4.5	7.3	7.3	
G	13.7	9.8	9.3	

n.s.  $p > .01$

Tableau 9

Comparaisons des moyennes d'erreur absolue, d'erreur constante, d'erreur variable et de l'erreur quadratique moyenne sur l'axe des Y pour les trois sujets et les trois types d'essais.

Erreur absolue (mm)				
sujet	accélération	essai libre	décélération	E(2,4)
D	26.1	10.4	11.0	3.15 <sup>n.s.</sup>
S	21.8	10.9	20.2	
G	15.9	13.9	8.5	
Erreur constante (mm)				
D	-9.5	-1.7	10.7	0.07 <sup>n.s.</sup>
S	19.3	3.1	-7.6	
G	-8.4	-8.3	0.5	
Erreur variable (mm)				
D	28.1	12.3	8.6	1.49 <sup>n.s.</sup>
S	15.5	13.7	20.8	
G	20.5	14.6	11.6	
Erreur quadratique moyenne (mm)				
D	29.7	12.4	13.7	5.06 <sup>n.s.</sup>
S	24.7	14.0	22.1	
G	21.8	16.8	11.6	

n.s.  $p > .01$



Tableau 10

Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur constante, d'erreur variable et de l'erreur quadratique moyenne sur le temps de mouvement pour les trois sujets et les trois types d'essais.

Erreur absolue (ms)				
sujet	accélération	essai contrôle	décélération	F(2,4)
D	59.5	22.2	58.6	2.80 <sup>n.s.</sup>
S	40.6	26.7	17.2	
G	45.6	27.0	50.0	
Erreur constante (ms)				
D	-59.4	-4.5	58.6	19.30*
S	-39.4	-19.8	11.7	
G	-45.6	-14.9	50.0	
Erreur variable (ms)				
D	22.2	27.6	13.3	15.42 <sup>n.s.</sup>
S	29.7	26.3	18.6	
G	22.3	28.7	14.8	
Erreur quadratique moyenne (ms)				
D	63.5	27.9	60.1	2.96 <sup>n.s.</sup>
S	49.3	33.0	22.0	
G	50.8	32.4	52.2	

\*p < .01

Tableau 11

Comparaison des positions finales atteintes par chaque articulation (en unités arbitraires) pour tous les sujets lors des trois types d'essais.

bras			avant-bras			main		
décéléré	libre	accéléré	décéléré	libre	accéléré	décéléré	libre	accéléré
Sujet D								
166.3	171.9	176.5	230.2	210.6	196.1	174.2	215.2	228.6
Sujet S								
168.8	174.3	177.4	230.6	210.6	204.2	170.4	226.5	241.5
Sujet G								
172.2	176.1	177.6	214.8	201.5	197.3	211.6	226.2	235.4

Tableau 12

Comparaison des moyennes de la position finale atteinte par les trois différents segments du bras en fonction du type d'essais réalisé (unités arbitraires). Technique de Newman-Keuls.

	type d'essais		
	décélération	contrôle	accélération
bras			
Moyenne des résultats	169.1	174.1	177.2
169.1	-	5.0*	8.1*
174.1	-	-	3.1
avant-bras			
Moyenne des résultats	225.2	207.6	199.2
225.2	-	17.6*	26.0*
207.6	-	-	8.4
main			
Moyenne des résultats	182.1	222.6	235.2
182.1	-	40.5*	12.6
222.6	-	-	53.1*

\* $p < .01$

Tableau 13

Comparaison des différences de déplacement entre un essai perturbé et un essai contrôle à la fin de l'application de la perturbation et à la fin du mouvement (unités arbitraires).

sujet	accélération		décélération	
	fin de la perturbation	fin du mouvement	fin de la perturbation	fin du mouvement
bras				
D	15.4	4.6	-19.4	-5.6
S	18.3	3.1	-18.2	-5.5
G	2.7	1.5	-26.0	-3.9
avant-bras				
D	-67.1	-14.5	75.6	19.6
S	-74.4	-6.4	60.0	20.0
G	-47.5	-4.2	78.0	13.3
main				
D	1.7	13.4	-24.8	-41.0
S	5.1	15.0	-45.8	-56.1
G	12.2	9.2	-11.1	-24.6

Tableau 14

Corrélation entre la position finale de l'avant-bras et la position finale de la main lors des essais perturbés (unités arbitraires).

sujet	type d'essais	position finale de l'avant-bras	position finale de la main
D	accélération	196.1	228.6
	décélération	230.2	174.2
S	accélération	204.2	241.5
	décélération	230.6	170.4
G	accélération	197.3	235.4
	décélération	214.8	201.6

\* $r = -0.94$

Tableau 15

Comparaison des moments d'arrivée et des grandeurs des maximum-vitesses pour les trois articulations lors des différents types d'essais pour tous les sujets\*.

Moment d'arrivée								
bras			avant-bras			main		
décéléré	libre	accéléré	décéléré	libre	accéléré	décéléré	libre	accéléré
Sujet D								
445	430	290	290	305	410	175	185	210
Sujet S								
445	415	300	275	275	400	155	180	205
Sujet G								
470	385	345	290	280	425	165	140	185
Grandeur								
Sujet D								
2.04	1.21	1.81	5.25	3.24	3.56	5.43	6.24	5.27
Sujet S								
1.83	1.40	1.93	5.58	3.28	3.69	4.91	4.91	5.59
Sujet G								
1.97	1.19	1.86	5.17	2.46	2.94	6.01	5.06	4.83

\*Les moments d'arrivée sont pondérés à partir de la vincentisation

Tableau 16

Comparaisons des moyennes d'erreur absolue, d'erreur variable, d'erreur constante et de l'erreur quadratique moyenne sur l'axe des X et l'axe des Y pour les essais contrôles des groupes expérimental et contrôle.

erreur en X (mm)			erreur en Y (mm)		
groupe contrôle	groupe expérimental	t (1, 4)	groupe contrôle	groupe expérimental	t (1, 4)
Erreur absolue					
7.67	4.55		15.74	10.35	
5.10	5.50		15.99	10.85	
12.36	7.86	1.06n.s.	14.72	13.88	10.51n.s.
Erreur constante					
-6.16	-2.46		-6.60	-1.72	
-0.28	-4.30		-8.90	-3.12	
-10.21	-5.63	0.22n.s.	1.39	-8.34	0.28n.s.
Erreur variable					
6.81	5.43		18.13	12.31	
6.35	5.87		17.75	13.65	
15.10	8.03	1.07n.s.	18.10	14.62	23.09*
Erreur quadratique moyenne					
9.19	5.96		19.29	12.43	
6.37	7.28		19.05	14.00	
18.22	9.80	0.86n.s.	18.16	16.83	5.75n.s.

\*p < .01

Tableau 17

Comparaison des moyennes d'erreur absolue, d'erreur constante, d'erreur variable et de l'erreur quadratique moyenne sur le temps de mouvement pour les groupes expérimental et contrôle.

Erreur absolue (mm)		
groupe contrôle	groupe expérimental	t (1,4)
25.45	22.15	1.34n.s.
27.12	26.74	
38.49	26.95	
Erreur constante (mm)		
-15.25	-4.48	1.78n.s.
6.96	-19.79	
1.38	-14.92	
Erreur variable (mm)		
22.64	27.56	1.23n.s.
32.37	26.34	
46.06	28.71	
Erreur quadratique moyenne (mm)		
31.57	27.92	1.24n.s.
33.12	32.95	
46.08	32.35	

n.s.  $p > .01$



Tableau 18

Comparaisons des moments d'arrivée et des grandeurs des maximum-vitesse des essais contrôles pour les trois articulations et pour les groupes expérimental et contrôle.

moment d'arrivée (ms)								
bras			avant-bras		main			
(p-1)	libre	$\underline{t}(1,4)$	(p-1)	libre	$\underline{t}(1,4)$	(p-1)	libre	$\underline{t}(1,4)$
440	540		330	355		190	240	
450	265		300	300		195	150	
395	275		310	400		145	175	
		45.80*			1.61n.s.			0.14n.s.
grandeur (unités arbitraires)								
1.212	1.330		3.199	3.130		6.230	4.430	
1.398	1.029		3.279	3.038		4.908	5.635	
1.887	1.059		2.456	2.746		5.070	3.354	
		6.05n.s.			0.01n.s.			1.42n.s.

\*  $p < .01$

Tableau 19

Comparaison des moyennes de logarithme de l'écart-type de chaque point de chaque courbe de déplacement pour chaque segment de bras pour les sujets des groupes expérimental et contrôle.

bras			avant-bras			main		
(p-1)	libre	$\underline{t}(1,4)$	(p-1)	libre	$\underline{t}(1,4)$	(p-1)	libre	$\underline{t}(1,4)$
2.6326	2.7922		3.2985	3.5127		4.0265	3.8594	
2.8507	2.8050		3.6169	3.6074		3.8851	4.2008	
2.3818	3.1589		3.2393	3.8240		3.6902	4.3470	
		2.69n.s.			3.11n.s.			2.37n.s.

n.s.  $p > .01$

## Références

- Abbs, J. H. & Cole, K. J. (1982) Consideration of bulbar and suprabulbar afferent influences upon speech motor coordination. Dans S. Grillner, B. Lindblom, J. Lubker & A. Persson (Eds.), Speech motor control. New York: Pergamon Press.
- Abbs, J. H., Gracco, V. L. & Cole, K. J. (1984) Control of multimovement coordination: Sensorimotor mechanisms in speech motor programming. Journal of Motor Behavior, 16, 195-231.
- Adams, J. A. A closed loop theory of motor learning. (1971) Journal of Motor Behavior, 3, 111-150.
- Akazawa, K., Miller, T. E. & Stein, R. B. (1983) Modulation of reflex EMG and stiffness in response to stretch of human finger muscle. Journal of Neurophysiology, 49, 16-17.
- Arutyunyan, G. A., Gurfinkel, V. S. & Mirskii, M. L. (1968) Investigation of aiming at a target. Biophysics, 13, 642-645.
- Asatryan, D. G. & Feldman, A. G. (1965) Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. I. Mechanographic analysis on the work of the joint on execution of a postural task. Biophysics, 10, 925-935.

- Berkinblit, M. B., Feldman, A. G. & Fukson, O. I. (sous presse) Adaptability of innate motor patterns and motor control mechanisms. The Behavioral and Brain Sciences.
- Bernstein, N. A. (1967) The coordination and regulation of movements. London: Pergamon.
- Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W. & Hogan, N. (1984) Posture control and trajectory formation during arm movement. The Journal of Neuroscience, 4, 2738-2744.
- Bizzi, E., Chapple, W. & Hogan, N. (1982) Mechanical properties of muscles: Implications for motor control. Trends in Neurosciences, 5, 395-398.
- Bizzi, E., Dev, P., Morasso, P. & Polit, A. (1978) Effects of load disturbances during centrally initiated movements. Journal of Neurophysiology, 41, 542-556.
- Carlton, L. G. (1981) Processing visual feedback information for movement control. Journal of Experimental Psychology, 7, 1019-1030.
- Carlton, L. G. & Carlton, M. J. (1984) A note on constant error shifts in post-perturbation responses: Mechanical disturbance and outcome accuracy. Journal of Motor Behavior, 16, 84-96.
- Carlton, M. J. (1983) Amending movements: The relationship between the degree of mechanical disturbance and outcome accuracy. Journal of Motor Behavior, 15, 39-62.

- Cordo, P. J. & Nashner, L. M. (1982) Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. Journal of Neurophysiology, 47, 287-302.
- Crago, P. E., Houk, J. C. & Hasan, Z. (1976) Regulatory actions of human stretch reflex. Journal of Neurophysiology, 39, 925-935.
- Day, B. L. & Marsden, C. D. (1982) Accurate repositioning of the human thumb against unpredictable dynamic loads is dependent upon peripheral feed-back. Journal of Physiology, 327, 393-407.
- Denier van der Gon, J. J. & Thuring, R. J. (1965) The guidance of human writing movements. Kybernetik, 2, 145-148.
- Dufresne, J. R., Soechting, J. F. & Terzuolo, C. A. (1980) Modulation of myotatic reflex gain in man during intentional movements. Brain Research, 193, 67-84.
- Duysens, J. & Pearson, K. G. (1976) The role of cutaneous afferents from the distal hindlimb in the regulation of the stepcycle in thalamic cats. Experimental Brain Research, 24, 245-255.
- Evarts, E. V., Bizzi, E., Burke, R. E., DeLong, M. & Thach, M. T. (1971) Central control of movement. Neuroscience Research Progress Bulletin, 9, 1-171.

- Evarts, E. V. & Vaughn, W. S. (1978) Intended arm movements in response to externally produced arm displacement in man. Dans J. E. Desmedt (Ed.). Progress in Neurophysiology. (vol. 4). Cerebral motor Control in Man: Long Loop Mechanisms. Basel: Krager.
- Feldman, A. G. (1966) Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. III. Mechanographic analysis of execution by man of the simplest motor tasks. Biophysics, 11, 766-775.
- Folkins, J. W. & Abbs, J. H. (1975) Lip and jaw motor control during speech: Responses to resistive loading of the jaw. Journal of Speech and Hearing Research, 18, 207-220.
- Folkins, J. W. & Abbs, J. H. (1976) Additional observations on response to resistive loading of the jaw. Journal of Speech and Hearing Research, 19, 820-821.
- Folkins, J. W. & Zimmermann, G. N. (1982) Lip and jaw interaction during speech: Responses to perturbation of lower-lip movement prior to bilabial closure. Journal of the Acoustical Society of America, 71, 1225-1233.
- Forssberg, H. (1982) Spinal locomotion function and descending control. Dans B. Sjolund & A. Bjorkland (Eds.), Brainstem control of spinal mechanisms. New York: Ferstrom Foundation Series.

- Forssberg, H., Grillner, S. & Rossignol, S. (1977) Phasic gain control of reflexes from the dorsum of the paw during spinal locomotion. Brain Research, 132, 121-129.
- Frank, J. S., Williams, I. D. & Hayes, K. C. (1977) The ischemic nerve block and skilled movement. Journal of Motor Behavior, 9, 217-224.
- Gel'fand, I. M., Gurfinkel, V. S., Tsetlin, M. L. & Shik, K. L. (1971) Some problems in the analysis of movement. Dans: I. M. Gelfand, V. S. Gurfinkel, S. V. Fomin & M. L. Tsetlin (Eds.), Models of the structural-functional organization of certain biological systems. Cambridge, MA: MIT Press.
- Georgopoulos, A. G., Kalaska, J. F. & Massey, J. T. (1981) Spatial trajectories and reaction times of aimed movements: Effect of practice, uncertainty, and change in target location. Journal of Neurophysiology, 4, 725-743.
- Gottlieb, G. L. & Agarwal, G. C. (1979) Response to sudden torques about ankle in man: Myotatic reflex. Journal of Neurophysiology, 42, 91-106.
- Gottlieb, G. L. & Agarwal, G. C. (1980a) Response to sudden torques about ankle in man II: Postmyotatic reactions. Journal of Neurophysiology, 43, 86-101.
- Gottlieb, G. L. & Agarwal, G. C. (1980b) Response to sudden torques about ankle in man III: Suppression of stretch-evoked responses during phasic contraction. Journal of Neurophysiology, 44, 233-246.

- Gottlieb, G. L., Agarwal, G. C. & Jaeger, R. G. (1983) Response to sudden torques about ankle in man V: Effects of peripheral ischemia. Journal of Neurophysiology, 50, 297-312.
- Gracco, V. L. & Abbs, J. H. (1982) Compensatory response capabilities of the labial system in relation to variation in the onset of unanticipated loads. Journal of the Acoustical Society of America, 71, s34.
- Gurfinkel, V. S., Kots, Y. M., Krinskiy, V. I., Pal'tsev, Y. I., Feldman, A. G., Tsetlin, M. L. & Shik, M. L. (1971) Concerning the tuning before the movement. Dans I. M. Gelfand, V. S. Gurfinkel, V. Fomin & M. L. Tsetlin (Eds.), Models of the structural-functional organisation of certain biological systems. Cambridge, MA: MIT Press.
- Hollerbach, J. M. (1978) A study of human motor control through analysis and synthesis of handwriting. Ph. D. dissertation, Massachusetts Institute of Technology.
- Hollerbach, J. M. & Flash, T. (1982) Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. Biological Cybernetics, 44, 67-77.
- Hughes, O. M. & Abbs, J. H. (1976) Labial-mandibular coordination in the production of speech: Implications for the operation of motor equivalence. Phonetica, 33, 199,221.
- Keele, S. W. (1968) Movement control in skilled motor performance. Psychological Bulletin, 77, 387-403.



- Kelso, J. A. S. (1977) Motor control mechanisms underlying human movement reproduction. Journal of Experimental Psychology, 3, 529-543.
- Kelso, J. A. S. & Holt K. G. (1980) Exploring a vibratory systems analysis of human movement production. Journal of Neurophysiology, 43, 1183-1196.
- Kelso, J. A. S., Holt, K. G. & Flatt, A. E. (1980) The role of proprioception in the perception and control of human movement: Toward a theoretical reassessment. Perception & Psychophysics, 28, 45-52.
- Kelso, J. A. S., Holt, K. G., Rubin, P. & Kugler, P. (1981) Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: Theory and data. Journal of Motor Behavior, 13, 226-261.
- Kelso, J. A. S. & Tuller, B. (1983) "Compensatory articulation" under conditions of reduced afferent information: A dynamic formulation. Journal of Speech and Hearing Research, 26, 217-224.
- Kelso, J. A. S. & Tuller, B. (1984) Converging evidence in support of common dynamical principles for speech and movement coordination. American Journal of Physiology: Regulatory, Integrative and Comparative Physiology.

- Kelso, J. A. S., Tuller, B. & Fowler, C. A. (1982) The functional specificity of articulatory control and coordination. Journal of the Acoustical Society of America, 72, s103.
- Kelso, J. A. S., Vatikiotis-Bateson, E., Tuller, B. & Fowler, C. A. (1984) Functionally specific articulatory cooperation following jaw perturbations during speech: Evidence for coordinative structures. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 10, 812-832.
- Lacquaniti, F., Licata, F. & Soechting, J. F. (1982) The mechanical behavior of human forearm in response to transient perturbations. Biological Cybernetics, 44, 35-46.
- Lacquaniti, F. & Soechting, J. F. (1982) Coordination of arm and wrist motion during a reaching task. Journal of Neuroscience, 2, 399-408.
- Lashley, K. S. (1917) The accuracy of movement in the absence of excitation from the moving organ. The American Journal of Physiology, 43, 169-194.
- Lee, R. G. & Tatton, W. G. (1975) Motor response to sudden limb displacement in primates with specific CNS lesions and in human patients with motor system disorders. The Canadian Journal of Neurophysiological Sciences, 2, 285-293.

- Lee, R. G. & Tatton, W. G. (1982) Long latency reflexes to imposed displacements of the human wrist: Dependence on duration of movement. Experimental Brain Research, 45, 207-216.
- Lee, W. A. (1984) Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. Journal of Motor Behavior, 16, 135-170.
- Leroux, M. (note 1) Evolution des patrons de correction d'un mouvement perturbé avec la pratique. Résultats non-publiés.
- Lindblom, B., Lubker, J. & Gay, T. (1979) Formant frequencies of some fixed mandible vowels and a model of speech motor programming by predictive simulation. Journal of Phonetics, 7, 147-161.
- MacNeilage, P. F. (1970) Motor control of the serial ordering of speech. Psychological Review, 77, 182-196.
- Marsden, C. D., Merton, P. A., Morton, H. B., Adam, J. E. R. & Hallet, M. (1978) Automatic and voluntary responses to muscle stretch in man. Dans J. E. Desmedt (Ed.). Progress in Clinical Neurophysiology. (Vol. 4). Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms. Basel: Karger.
- Murphy, J. T., Kwan, H. C., Mackay, W. A. & Wong, Y. C. (1982) Precentral unit activity correlated with angular components of a compound arm movement. Brain Research, 246, 141-145.

- Mussa-Ivaldi, F. A., Hogan, N. & Bizzi, E. (1985) Neural, mechanical, and geometrical factors subserving arm posture in humans. The Journal of Neuroscience, 5, 2732-2743.
- Nashner, L. M. (1980) Balance adjustments of humans perturbed while walking. Journal of Neurophysiology, 44, 650-664.
- Nashner, L. M. (1981) Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. Experimental Brain Research, 43, 395-405.
- Nashner, L. M. & Cordo, P. J. (1981) Relation of automatic postural responses and reaction time voluntary movement of human leg muscles. Experimental Brain Research, 43, 395-405.
- Nashner, L. M. & McCollum, G. (1985) The organization of human postural movement: A formal basis and experimental synthesis. The Behavioral and Brain Sciences, 8, 135-172.
- Newell, K. M. & Houk, J. C. (1983) Speed and accuracy of compensatory responses to limb disturbances. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 9, 58-74.
- Polit, A. & Bizzi, E. (1978) Processes controlling arm movement in monkeys. Science, 201, 1235-1237.
- Polit, A. & Bizzi, E. (1979) Characteristics of motor programs underlying arm movement in monkeys. Journal of Neurophysiology, 42, 183-194.

Proteau, L. & Girouard, Y. (1984) Motor programming: Does the choice of the limb which is to carry out the response imply a delay? Journal of Motor Behavior, 16, 302-312.

Provins, K. A. (1958) The effect of peripheral nerve block in the appreciation and execution of finger movements. Journal of Physiology, 143, 55-61.

Saltzman, E. & Kelso, J. A. S. (1984) Skilled actions: A task dynamic approach. Haskins laboratories status report on speech research, SR-76, 3-50.

Sanes, N. S. & Evarts, E. V. (1983) Effects of perturbations on accuracy of arm movements. The Journal of Neuroscience, 3, 977-986.

Schmidt, R. A. (1975) A schema theory of discrete motor skill learning. Psychological Review, 82, 225-260.

Schmidt, R. A. (1982) Motor control and learning, a behavioral emphasis. Champaign, Ill., Human Kinetics.

Schmidt, R. A. & McGown, C. (1980) Terminal accuracy of unexpectedly loaded rapid movements: Evidence for a mass-spring mechanism in programming. Journal of Motor Behavior, 12, 149-161.

Shapiro, D. C. (1977) A preliminary attempt to determine the duration of a motor program. In D. M. Landers & R. W. Christina (Eds.), Psychology of motor behavior and sport (Vol. 1). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Shapiro, D. C. (1978) The learning of generalized motor programs. Ph.D. dissertation, University of Southern California.
- Shapiro, D. C., Zernicke, R. F., Gregor, R. J. & Diestel, J. D. (1981) Evidence for generalized motor programs using gait-pattern analysis. Journal of Motor Behavior, 13, 33-47.
- Sherrington, C. (1947) The interactive action of the nervous system. New Haven: Yale University Press.
- Soechting, J. F., Dufresne, J. R. & Lacquaniti, F. (1981) Time-varying properties of myotatic response in man during some simple motor tasks. Journal of Neurophysiology, 46, 1226-1243.
- Summers, J. J. (1977) The relationship between the sequencing and the timing components of a skill. Journal of Motor Behavior, 9, 49-59.
- Taub, E. & Berman, A. J. (1968) Movement and learning in the absence of sensory feedback. Dans: S. J. Freedman (Ed.), The neuropsychology of spatially oriented behavior. Homewood, IL: Dorsey Press.
- Traub, M. M., Rothwell, J. C. & Marsden, C. D. (1980) A grab reflex in the human hand. Brain, 103, 869-884.
- Terzuolo, C. A. & Viviani, P. (1979) The central representation of learning motor programs. In R. E. Talbot & D. R. Humphrey (Eds.), Posture and movement. New York: Raven Press.

- Turvey, M. T., Fitch, H. L. & Tuller, B. (1982) The problems of degrees of freedom and context-conditioned variability. In J. A. S. Kelso (Ed.), Understanding human motor control. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Wadman, W. S., Denier van der Gon, J. J., Geuze, R. H. & Mol, C. R. (1979) Control of fast goal-directed arm movements. Journal of Human Movement Studies, 5, 3-17.
- Winter, D. A. (1979) Biomechanics of human movement. New York: John Wiley & Sons.
- Zimmermann, G. N. & Kelso, J. A. S. (1983) "Compensatory articulation" in hearing impaired speakers: a cinefluorographic study. Journal of Phonetics, 11, 101-115.